

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①⑪ N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 801 509

①⑫ N° d'enregistrement national : 00 15357

①⑤ Int Cl⁷ : A 61 N 1/05

①②

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

①②② Date de dépôt : 28.11.00.

①③① Priorité : 29.11.99 US 09449934.

6, 556, 873

①④③ Date de mise à la disposition du public de la
demande : 01.06.01 Bulletin 01/22.

①⑤⑥ Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été
établi à la date de publication de la demande.*

①⑥① Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

①⑦① Demandeur(s) : MEDTRONIC INC — US.

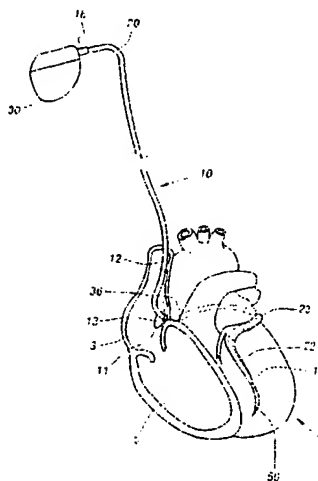
①⑦② Inventeur(s) : SMITS KAREL F A.

①⑦③ Titulaire(s) :

①⑦④ Mandataire(s) : CABINET LAVOIX.

①⑤④ SONDE ELECTRIQUE MEDICALE AYANT UNE RESISTANCE VARIABLE A LA FLEXION.

①⑤⑦ Une sonde allongée (10) pour veine coronaire ayant
un corps (12) de sonde de rigidité variable et conçu de pré-
férence pour être introduit dans une veine coronaire sélec-
tionnée pour fournir un signal de stimulation ou de
défibrillation à une région prédéterminée du coeur d'un pa-
tient, telle que le ventricule gauche, est décrite. Un procédé
pour stimuler et/ ou défibriller le coeur d'un patient en utili-
sant la sonde est décrit aussi. Le procédé pour stimuler et/
ou défibriller le coeur consiste à faire avancer la sonde pour
veine coronaire à la fois dans le sinus coronaire (13) et dans
une veine coronaire sélectionnée du coeur d'un patient, re-
lier la sonde à une source (30) de stimulation électrique et
appliquer une stimulation électrique à une chambre particu-
lière du coeur du patient par l'intermédiaire de la sonde im-
plantée. Le corps (12) de sonde à rigidité variable augmente
la possibilité pour la sonde d'être retenue dans une veine
coronaire après qu'elle y a été implantée.



FR 2 801 509 - A1



La présente invention concerne des sondes électriques médicales de stimulation et de défibrillation. La présente invention concerne aussi de telles sondes conçues et configurées pour une implantation dans le sinus coronaire et les veines coronaires.

Classiquement, les sondes transveineuses insérées pour des stimulateurs cardiaques implantables ont été positionnées dans l'oreillette droite ou le ventricule droit du coeur du patient pour stimuler ou défibriller respectivement l'oreillette droite et/ou le ventricule droit. Alors qu'il est relativement sûr d'insérer une sonde de stimulation ou de défibrillation et ses électrodes associées dans l'oreillette droite ou le ventricule droit, il existe des réticences pour installer une sonde similaire dans le ventricule gauche en raison de la possibilité de formation de caillots entraînant un accident cardiaque.

Quand une sonde est implantée dans le système circulatoire d'un patient, il existe toujours la possibilité qu'une thrombose soit produite et déclenchée. Si la sonde est positionnée dans l'oreillette droite ou le ventricule droit, une thrombose créée tend à migrer à travers l'artère pulmonaire et est filtrée par les poumons du patient. Une thrombose créée dans l'oreillette gauche ou le ventricule gauche, au contraire, constituerait un danger au patient en raison de la possibilité d'une lésion ischémique résultante.

Ainsi, dans les cas où la stimulation cardiaque est souhaitée, il a été de pratique courante d'utiliser une approche intercostale en utilisant une sonde à visser à

fixation positive. La sonde à visser peut, cependant, être traumatique pour le patient. Il existe d'autre cas où une stimulation du ventricule gauche est souhaitée, tel que pendant une stimulation des deux ventricules. Dans le brevet U.S. n° 4 928 688, Mower décrit un agencement pour obtenir une stimulation des deux ventricules dans lequel des impulsions électriques de stimulation sont appliquées par l'intermédiaire d'électrodes disposées sur une sonde unique de stimulation dirigée vers à la fois les chambres ventriculaires droite et gauche, de manière à obtenir de façon coordonnée une contraction et une action de pompage du coeur. Le brevet '688 décrit aussi une sonde à électrodes séparées ayant des première et deuxième électrodes séparées, dans laquelle la première électrode est de préférence introduite à travers la veine cave supérieure pour stimuler le ventricule droit, et la deuxième électrode est introduite à travers le sinus coronaire pour stimuler le ventricule gauche. D'autres sondes à électrodes qui sont insérées dans le sinus coronaire ont été décrites. Par exemple, dans le brevet U.S. n° 5 014 696 délivré à Mehra, et le brevet U.S. n° 4 932 407 délivré à Williams, des systèmes d'électrodes de défibrillation endocardiale sont décrits.

D'autres sondes et cathéters ont encore été proposés, comprenant ceux décrits dans les brevets énumérés dans le tableau 1 ci-dessous.

Tableau 1

N° de brevet U.S.	Titre
5,951,597	Coronary sinus lead having expandable matrix anchor (sonde pour sinus coronaire ayant une pièce d'ancrage matricielle extensible)
5,935,160	Left ventricular access lead for heart failure pacing (sonde d'accès au ventricule gauche pour une stimulation de défaillance cardiaque)
5,931,864	Coronary venous lead having fixation mechanism (sonde pour veine coronaire ayant un mécanisme de fixation)
5,931,819	Guidewire with a variable stiffness distal portion (fil de guidage ayant une portion distale à rigidité variable)
5,925,073	Intravenous cardiac lead with wave shaped fixation segment (sonde cardiaque intraveineuse avec un segment de fixation de forme ondulée)

	N° de brevet U.S.	Titre
	5,897,584	Torque transfer device for temporary transvenous endocardial lead (dispositif de transfert de couple pour une sonde endocardiale transveineuse temporaire)
5	5,871,531	Medical electrical lead having tapered spiral fixation (sonde électrique médicale ayant une fixation spirale effilée)
	5,855,560	Catheter tip assembly (ensemble de pointe de cathéter)
	5,833,604	Variable stiffness electrophysiology catheter (cathéter électrophysiologique à rigidité variable)
10	5,810,867	Dilatation catheter with varied stiffness (cathéter à dilatation à rigidité variable)
	5,803,928	Side access "over the wire" pacing lead (sonde de stimulation à accès latéral "au-dessus du fil")
15	5,755,766	Open-ended intravenous cardiac lead (sonde cardiaque intraveineuse à extrémité ouverte)
	5,755,765	Pacing lead having detachable positioning member (sonde de stimulation ayant une pièce amovible de positionnement)
20	5,749,849	Variable stiffness balloon catheter (cathéter en forme de ballon à rigidité variable)
	5,733,496	Electron beam irradiation of catheters to enhance stiffness (irradiation de cathéters par faisceau d'électrons pour accroître la rigidité)
25	5,639,276	Device for use in right ventricular placement and method for using same (dispositif pour utilisation dans un positionnement dans le ventricule droit et procédé pour l'utiliser)
	5,628,778	Single pass medical electrical lead (sonde électrique médicale à une seule passe)
30	5,605,162	Method for using a variable stiffness guidewire (procédé pour utiliser un fil de guidage à rigidité variable)
	5,531,685	Steerable variable stiffness device (dispositif orientable à rigidité variable)
35	5,499,973	Variable stiffness balloon dilatation catheters (cathéters à dilatation en forme de ballon à rigidité variable)
	5,437,632	Variable stiffness balloon catheter (cathéter en forme de ballon à rigidité variable)
40	5,423,772	Coronary sinus catheter (cathéter pour sinus coronaire)
	5,330,521	Low resistance implantable electrical leads (sondes électriques implantables à faible résistance)
	5,308,342	Variable stiffness catheter (cathéter à rigidité variable)
45	5,144,960	Transvenous defibrillator lead and method of use (sonde de défibrillateur transveineux et procédé pour l'utiliser)
	5,111,811	Cardioversion and defibrillation lead system with electrode extension into the Coronary sinus and great vein (système de sonde de cardioversion et de défibrillation avec une extension d'électrode dans le sinus coronaire et la veine cardiaque principale)
50	4,930,521	Variable stiffness esophageal catheter (cathéter oesophagien à rigidité variable)

N° de brevet U.S.	Titre
4,215,703	Variable stiffness guide wire (fil de guidage à rigidité variable)
08/794,175	Single Pass Medical Electrical Lead (sonde électrique médicale à une passe)
5 08/794,402	Single Pass Medical Electrical Lead with Cap Electrodes (sonde électrique médicale à une passe avec électrodes d'embout)

Comme le remarqueront les personnes qualifiées en la
 10 matière, après avoir examiné la description et ses dessins,
 au moins certains des dispositifs et des procédés décrits
 dans les brevets du Tableau 1 peuvent être modifiés avanta-
 geusement conformément à la présente invention.

Les sondes pour veine coronaire de l'art antérieur
 15 destinées à des applications pour des défaillances car-
 diaques (c'est-à-dire, des sondes de stimulation) ou à des
 applications de mort subite (c'est-à-dire, des sondes de
 défibrillation) doivent être calées dans une veine coronaire
 pour obtenir une position mécanique stable et pour éviter un
 20 déplacement. Bien qu'un tel agencement soit généralement
 acceptable pour des sondes de défibrillation (qui, habituel-
 lement, doivent être implantées avec leur embout distal si-
 tué près de l'extrémité du coeur), ce n'est pas le cas pour
 des sondes destinées à une défaillance cardiaque ou à une
 25 stimulation, dans lesquelles une stimulation plus basique du
 coeur est généralement souhaitée. Une stimulation basique du
 coeur par l'intermédiaire de la veine coronaire, cependant,
 présente certaines difficultés parce que les diamètres de
 veine dans la zone de base sont élevés et ne permettant par
 30 à l'extrémité distale ou embout d'une sonde de stimulation
 d'y être calée suffisamment bien.

Ainsi, il existe un besoin de fournir une sonde
 électrique médicale de stimulation ou de défibrillation qui
 soit capable d'être implantée à la fois dans des portions de
 35 diamètre plus grand et de diamètre plus petit de l'anatomie
 de veines coronaires d'un coeur humain dans laquelle la son-
 de ne nécessite pas un calage de l'embout de sonde. Il exis-
 te aussi un besoin de fournir une sonde électrique médicale

pour des applications de stimulation ou de défibrillation dans laquelle l'orientation d'une électrode montée sur une portion d'extrémité distale de celle-ci peut être commandée et ajustée pour permettre à l'électrode d'être dirigée vers le myocarde ventriculaire gauche ou d'autres portions sélectionnées du coeur accessibles par l'intermédiaire de l'anatomie de veines coronaires, afin de minimiser ainsi les seuils de stimulation et d'améliorer la détection. Il existe un besoin supplémentaire de fournir une sonde électrique médicale pour des applications de stimulation ou de défibrillation dans laquelle l'orientation d'une électrode de stimulation ou de défibrillation disposées sur une portion d'extrémité distale de celle-ci peut être déterminée en utilisant des techniques classiques de rayons X ou d'écho acoustique.

La présente invention a certains buts. En effet, la présente invention fournit des solutions à un ou plusieurs problèmes existants de l'art antérieur. Par exemple, divers modes de réalisation de la présente invention ont un ou plusieurs des buts suivants : (a) fournir une sonde électrique médicale convenant à une implantation dans le sinus coronaire ou la veine coronaire qui ne soit pas expulsée du sinus coronaire ou de la veine coronaire une fois qu'elle y a été implantée ; (b) fournir une sonde électrique médicale convenant à une implantation dans des portions de diamètre relativement élevé du sinus coronaire et de la veine coronaire sans nécessiter un calage ou l'utilisation de moyens de fixation positive tels que des dents, des vis hélicoïdales ou des dispositifs similaires ; (c) fournir une sonde électrique médicale qui puisse être retirée plus facilement après une implantation et une fibrose ; et (d) fournir une sonde électrique médicale convenant à une implantation dans le sinus coronaire ou la veine coronaire qui nécessite moins de temps et d'efforts pour être implantée.

Divers modes de réalisation de la présente invention convenant à une implantation dans le sinus coronaire ou la veine coronaire possèdent certains avantages, comprenant un

ou plusieurs des suivants : (a) présenter plusieurs points de stabilité mécanique de sonde qui ne dépendent pas de mécanismes de fixation positive tels qu'un calage, un accrochage, un vissage ou un agrafage ; (b) fournir une sonde dont la rétention à l'intérieur des veines coronaires dépende moins de la forme ou du diamètre particuliers de ces veines que pour les sondes de l'art antérieur ; (c) fournir une sonde qui permette une amélioration du positionnement de l'électrode de stimulation dans l'anatomie de veines coronaires ; (d) fournir une sonde qui permette des seuils moins élevés de stimulation et une détection améliorée de signaux intracardiaques ; (e) fournir une sonde qui permette à une ou plusieurs de ses électrodes d'être orientées vers le myocarde ou d'autres portions sélectionnées du coeur ; (f) fournir une sonde qui présente une amélioration des seuils de stimulation aiguë et chronique et des caractéristiques de détection ; (g) fournir une sonde qui n'ait aucun mécanisme de fixation positive ou des mécanismes réduits qui lui soit fixés ; (h) fournir une sonde qui puisse être implantée dans un intubateur de taille réduite ; (i) fournir une sonde qui améliore son caractère amovible chronique ; (j) fournir une sonde rectiligne qui soit plus facile, plus reproductible et moins coûteuse à fabriquer ; (k) fournir une sonde électrique médicale à une seule passe pour une stimulation de deux chambres de l'oreillette gauche et du ventricule gauche au moyen d'une implantation dans le sinus coronaire et la veine cardiaque principale ; et (l) fournir une sonde électrique médicale ayant une rigidité qui varie en fonction d'une distance axiale adoptée pour un positionnement et une stabilité spécifiques dans les veines autres que le sinus coronaire et la veine cardiaque principale, dans laquelle la sonde présente une flexion distale appropriée et une rigidité nécessaire pour une implantation dans la veine hépatique, la colonne vertébrale, en sous-cutané ou à d'autres emplacements dans le corps humain.

Divers modes de réalisation de la présente invention présentent une ou plusieurs des caractéristiques suivantes :

(a) une section distale d'une sonde de stimulation ou de défibrillation ayant une résistance variable à la flexion, conçue et configurée pour créer une force d'entraînement vers l'avant de la sonde quand la portion incurvée à rigidité variable de l'extrémité distale de la sonde est soumise à un moment suffisant de flexion ; (b) une sonde de stimulation ou de défibrillation ayant dans sa portion d'extrémité distale une section à résistance variable à la flexion dans laquelle la résistance à la flexion augmente par rapport à la distance axiale ; (c) une sonde électrique médicale qui, en raison de variations de résistance à la flexion le long de sa direction axiale, confère à la sonde une force positive d'embout ou une force d'entraînement vers l'avant, et dans laquelle une flexion de la sonde peut de préférence avoir lieu le long de différents plans prédéterminés de flexion (par exemple, une flexion à trois dimensions le long d'orientations préférées multiples) ; (d) une sonde de stimulation ou de défibrillation dans laquelle des variations de résistance à la flexion sont symétriques par rapport à un axe de rotation ; (e) une sonde de stimulation ou de défibrillation dans laquelle la résistance à la flexion est asymétrique par rapport à un axe de rotation pour permettre une orientation d'une ou plusieurs électrodes, de moyens de fixation, ou d'autres caractéristiques de sonde concernant le plan de flexion d'une section pliée ou courbée ; (f) une sonde de stimulation ou de défibrillation présentant une rigidité variable sur au moins ses portions d'extrémité distale et qui comprenne en outre une ou plusieurs propriétés actives ou passives de fixation, une configuration unipolaire ou multipolaire, qui soit une sonde de stimulation ou de détection, ou une sonde de défibrillation, et/ou ait une combinaison de capacités de stimulation ou de détection et de défibrillation. Des procédés pour fabriquer, utiliser et implanter une sonde de la présente invention sont aussi examinés dans la présente invention.

L'invention a donc pour objet une sonde électrique médicale implantable allongée pour stimuler électriquement

un coeur humain ou détecter des signaux électriques provenant de celui-ci, comprenant :

(a) un corps allongé de sonde comprenant des sections proximale et distale, le corps allongé de sonde définissant des distances axiales qui augmentent avec l'éloignement ;

(b) au moins une électrode pour détecter ou stimuler électriquement le coeur ;

(c) une extrémité proximale comprenant un connecteur électrique, le connecteur étant contigu à la section proximale du corps de sonde ;

(d) une extrémité distale contiguë à la section distale du corps de sonde ;

(e) au moins un conducteur électrique ayant des extrémités proximale et distale, l'extrémité distale du conducteur étant reliée opérationnellement à l'extrémité proximale au moins une électrode, l'extrémité proximale du conducteur étant reliée opérationnellement au connecteur électrique ;

caractérisée en ce que la section distale du corps de sonde comprend en outre au moins des premier, deuxième et troisième segments, le premier et le troisième segments ayant des résistances à la flexion qui sont supérieures à la résistance à la flexion du deuxième segment, la section distale du corps de sonde et les premier, deuxième et troisième segments étant configurés et dimensionnés pour acquérir une position d'implantation à énergie mécanique stockée minimale quand la sonde est implantée dans l'anatomie veineuse coronaire du coeur de sorte qu'une force mécanique supplémentaire d'une source extérieure doive être exercée sur le corps de sonde le long d'une direction axiale pour déplacer la sonde axialement depuis la position d'implantation à énergie mécanique stockée minimale.

La sonde électrique médicale selon l'invention peut en outre comporter une ou plusieurs des caractéristiques suivantes :

le rapport de la résistance (S_{bs}) à la flexion du premier segment à celle (S_{bf}) du deuxième segment est défini par l'équation :

$$1,5 \leq (S_{bs}/S_{bf}) \leq 100 ;$$

5 le rapport de la résistance (S_{bs}) à la flexion du premier segment à celle (S_{bf}) du deuxième segment est défini par l'équation :

$$2 \leq (S_{bs}/S_{bf}) \leq 10 ;$$

10 la résistance (S_{bs}) à la flexion du premier segment est au moins le double de la résistance (S_{bf}) à la flexion du deuxième segment ;

le rapport de la résistance (S_{bs}) à la flexion du premier segment à celle (S_{bf}) du deuxième segment est sélectionné dans le groupe consistant d'au moins environ 2,2, 15 d'au moins environ 2,4, d'au moins environ 2,6, d'au moins environ 2,8, d'au moins environ 3,0, d'au moins environ 4, d'au moins environ 5, d'au moins environ 6, d'au moins environ 7, d'au moins environ 8, d'au moins environ 9, d'au moins environ 10, d'au moins environ 20, d'au moins environ 20, d'au moins environ 30, d'au moins environ 40, d'au moins environ 50, et d'au 20 moins environ 100 ;

le deuxième segment est disposé entre les premier et troisième segments ;

25 la résistance à la flexion de la section distale du corps de sonde augmente avec la distance d'une manière échelonnée, monotone, exponentielle ou logarithmique, ou d'une combinaison ou d'un mélange de ces modes ;

la résistance à la flexion de la section distale du corps de sonde diminue avec la distance d'une manière échelonnée, monotone, exponentielle ou logarithmique, ou d'une 30 combinaison ou d'un mélange de ces modes ;

les longueurs des premier, deuxième et troisième segments sont sélectionnées en fonction d'une anatomie veineuse particulière dans laquelle la sonde doit être implantée ; 35

la sonde prend une forme sensiblement rectiligne avant son implantation ;

le corps de sonde a au moins une courbe préformée disposée en lui ;

la section distale du corps de sonde et ses premier, deuxième et troisième segments sont dimensionnés et configurés pour une utilisation dans un sinus coronaire ou une veine cardiaque du coeur ;

un dispositif de fixation est fixé au corps de sonde ;

le dispositif de fixation est sélectionné dans le groupe consistant en une vis hélicoïdale, un ardillon, un crochet, au moins une dent, et au moins un bras ;

le dispositif de fixation est disposé près de l'extrémité distale ;

le corps de sonde est configuré pour permettre sa flexion préférentielle le long d'au moins un plan prédéterminé de flexion ;

le corps de sonde est configuré pour permettre sa flexion en trois dimensions le long d'au moins deux plans prédéterminés de flexion ;

la résistance à la flexion d'au moins un du premier segment et du deuxième segment a une symétrie de révolution ;

la résistance à la flexion d'au moins un du premier segment et du deuxième segment présente une asymétrie de révolution ;

ladite au moins une électrode et le corps de sonde sont dimensionnés et configurés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une portion veineuse du coeur, le segment à asymétrie de rotation peut être utilisé par un médecin pour orienter le positionnement de , de sorte que l'électrode soit appuyée sur une portion sélectionnée du coeur ou dirigée vers elle ;

le corps de sonde est dimensionné de sorte que quand la sonde est implantée dans une portion veineuse du coeur humain, le deuxième segment soit positionné dans des portions de la portion veineuse qui présentent la courbure la plus marquée ;

le deuxième segment est disposé à proximité du premier segment, les premier et deuxième segments sont contigus l'un à l'autre le long d'une jonction, et la jonction est située le long du corps de sonde à une position axiale telle
5 que quand la sonde est implantée dans une anatomie veineuse du coeur humain, la jonction soit située près d'une extrémité d'une courbe de l'anatomie veineuse ;

le corps de sonde comprend une première section à section asymétrique configurée pour une implantation dans
10 une première orientation préférée dans des portions prédéterminées les plus éloignées de l'anatomie veineuse du coeur où les rayons de courbure sont petits, une deuxième section à section asymétrique configurée pour une implantation dans une deuxième orientation préférée, différente de la première
15 orientation, dans des portions prédéterminées de l'anatomie veineuse du coeur situées à proximité de ses portions les plus éloignées ;

les premier, deuxième et troisième segments comprennent des moyens pour modifier la résistance à la flexion du
20 corps de sonde en fonction de la distance axiale, sélectionnés dans le groupe comprenant des enroulements ayant un bobinage variable en fonction de la distance axiale, des enroulements ayant un diamètre variable en fonction de la distance axiale, des enroulements ayant un pas variable en
25 fonction de la distance axiale, le corps de sonde ayant un diamètre variable en fonction de la distance axiale, une adjonction progressive de plus de matière au corps de sonde en fonction de la distance axiale, une adjonction d'enroulements supplémentaires au corps de sonde en fonction de la
30 distance axiale, une variation du type d'isolation du corps de sonde en fonction de la distance axiale, une incorporation progressive d'un plus grand nombre de pièces en forme d'anneau dans la sonde en fonction de la distance axiale, une variation de structure d'électrode en fonction de la
35 distance axiale, une variation de positionnement d'électrode en fonction de la distance axiale, une inclusion de pièces ayant une résistance variable à la flexion le long d'une

portion extérieure du corps de sonde, la disposition d'une pièce à l'intérieur du corps de sonde ayant une épaisseur variable en fonction de la distance axiale, un aplatissement de portions du corps de sonde, et une incorporation de dé-
5 pressions dans le corps de sonde ;

les premier, deuxième et troisième segments comprennent des moyens pour modifier la résistance à la flexion du corps de sonde en fonction de la distance axiale x sélectionnés dans le groupe comprenant une variation du module de flexion en fonction de la distance axiale x du matériau dans
10 lequel le corps de sonde est formé, une variation de densité en fonction de la distance axiale x du matériau dans lequel le corps de sonde est formé, une variation de la composition en fonction de la distance axiale x d'un polymère dans lequel
15 quel le corps de sonde est formé, une variation de la quantité de liaisons croisées en fonction de la distance axiale x dans un polymère dans lequel le corps de sonde est formé, une variation des modules de flexion en fonction de la distance axiale x du matériau dans lequel le corps de sonde est
20 formé, une variation de la proportion d'un premier polymère inclus ou mélangé dans un deuxième polymère en fonction de la distance axiale x , une pièce en alliage à mémoire de forme capable d'avoir sa résistance à la flexion variant au moyen d'une activation sélective de portions prédéterminées
25 de celle-ci en fonction de la distance axiale x , une variation de la composition de polymères inclus dans le corps de sonde en fonction de la distance axiale x ;

le corps de sonde est configuré et dimensionné de sorte que quand la sonde est implantée dans le coeur, le
30 premier segment est disposé dans une portion distale de l'un parmi une veine cardiaque principale, une veine cardiaque médiane, un sinus coronaire, une petite veine cardiaque, une veine cardiaque postérieure, une veine atriale oblique gauche, et une veine cardiaque antérieure ;

35 le corps de sonde est configuré et dimensionné de sorte que quand la sonde est implantée dans le coeur, le deuxième segment est disposé dans une portion distale de

l'un parmi une veine cardiaque principale, une veine cardiaque médiane, un sinus coronaire, une petite veine cardiaque, une veine cardiaque postérieure, une veine atriale oblique gauche, et une veine cardiaque antérieure ;

5 le corps de sonde et sont configurées et dimensionnées de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque principale ou une veine cardiaque postérieure du coeur, le ventricule gauche du coeur peut être stimulé électriquement ;

10 le corps de sonde et sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine atriale oblique gauche du coeur, l'oreillette gauche du coeur peut être stimulée électriquement ;

15 le corps de sonde et sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une portion médiane d'une veine cardiaque principale, le ventricule droit du coeur peut être stimulé électriquement ;

20 le corps de sonde et sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque antérieure, l'oreillette gauche du coeur peut être stimulée électriquement ;

25 le corps de sonde et sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque antérieure, le ventricule gauche du coeur peut être stimulé électriquement ;

30 comprend en outre une anode et une cathode, et le corps de sonde et l'anode et la cathode sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque médiane, une stimulation électrique de portions apicales du coeur peut être effectuée ;

35 comprend en outre une anode et une cathode, et le corps de sonde et l'anode et la cathode sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque postérieure, une

stimulation électrique de portions basiques du coeur peut être effectuée ;

comprend en outre une anode et une cathode, et le corps de sonde et l'anode et la cathode sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque principale, une stimulation électrique de portions basiques du coeur peut être effectuée ;

au moins un parmi le premier segment, le deuxième segment et le troisième segment a une longueur sélectionnée dans le groupe comprenant 8 mm environ, entre 5 mm environ et 10 mm environ, entre 5 mm environ et 12 mm environ, et entre 5 mm environ et 50 mm environ ;

au moins une portion du corps de sonde a un diamètre extérieur sélectionné dans le groupe comprenant entre 1 mm environ et 2 mm environ, 0,5 mm environ, 3 mm environ, et plus de 3 mm ;

comprend en outre une anode et une cathode, l'anode et la cathode étant séparées l'une de l'autre le long du corps de sonde d'une distance sélectionnée dans le groupe comprenant entre 4 mm environ et 12 mm environ, entre 5 mm environ et 10 mm environ, entre 5 mm environ et 7 mm environ, entre 20 mm environ et 50 mm environ, 60 mm environ, et au-dessus de 15 mm ;

le corps de sonde comprend en outre une lumière formée en lui pour recevoir un stylet ; et

la section distale du corps de sonde comprend une pluralité de premiers, deuxièmes et troisièmes segments ayant respectivement des première, deuxième et troisième longueurs, et en ce que les deuxièmes segments sont configurés et dimensionnés pour être positionnés dans ou le long de premières courbes ayant des premiers rayons de courbure dans une anatomie veineuse du coeur, et les premier et troisième segments sont configurés et dimensionnés pour être positionnés dans ou le long de deuxièmes courbes ayant des deuxièmes rayons de courbure, les premiers rayons étant inférieurs aux deuxièmes rayons.

Ces buts et d'autres, des caractéristiques et des avantages de la présente invention apparaîtront clairement à des personnes qualifiées en la matière à la lecture de la description détaillée suivante de modes de réalisation préférés, en liaison avec les dessins joints, dans lesquels des numéros identiques dans les diverses vues désignent des parties correspondantes.

La fig. 1 représente une vue partiellement en coupe d'un coeur humain avec un mode de réalisation d'une sonde de la présente invention en combinaison avec un stimulateur cardiaque ;

la fig. 2 représente une vue partiellement en coupe d'un coeur ayant un mode de réalisation d'une sonde de la présente invention présent en lui ;

les fig. 3A à 3C représentent divers principes associés à une résistance à la flexion par rapport à divers modes de réalisation de la présente invention ;

les fig. 4A à 4C représentent schématiquement divers modes de réalisation différents de sonde selon la présente invention, leurs résistances correspondantes à la flexion et les dérivées de l'énergie mécanique stockée par rapport à la distance axiale ;

les fig. 5A et 5B représentent en coupe deux modes de réalisation différents d'un corps de sonde de la présente invention ;

les fig. 6A et 6B représentent des vues combinées en coupe et en perspective de deux corps différents de sonde de la présente invention ;

la fig. 7 représente une vue agrandie en coupe d'un mode de réalisation d'une sonde de la présente invention disposée dans des portions de l'anatomie veineuse ;

les fig. 8A à 9C représentent deux modes de réalisation différents des sections distales de corps de sonde de la présente invention et les profils correspondants de résistance à la flexion en fonction de la distance axiale ;

les fig. 10A à 10M représentent plusieurs modes de réalisation différents de la présente invention présentant

des variations de résistance à la flexion du corps de sonde en fonction de la distance axiale ;

les fig. 11A à 11D sont des coupes stylisées de l'anatomie veineuse, dans laquelle divers modes de réalisation de la présente invention peuvent être situés à l'intérieur du coeur humain ;

la fig. 12A représente trois positions différentes dans lesquelles divers modes de réalisation de la présente invention peuvent être positionnés à l'intérieur du coeur humain ;

les fig. 12B à 12D représentent divers modes de réalisation préférés de la présente invention ;

la fig. 13 représente un mode de réalisation à deux chambres à une seule passe d'une sonde de la présente invention ;

la fig. 14 représente un autre mode de réalisation de la présente invention, dans lequel une sonde est conçue pour être implantée dans diverses portions de l'anatomie veineuse ; et

la fig. 15 représente divers procédés pour planter une sonde de la présente invention dans un coeur humain et pour le stimuler électriquement.

La fig. 1 représente un coeur humain 1 ayant une sonde électrique médicale 10 implantée en lui. Une extrémité proximale 20 de la sonde électrique médicale 10 est reliée à un stimulateur cardiaque implantable 30 au moyen d'un connecteur 18. Le stimulateur cardiaque 30 peut être un stimulateur classique, un générateur implantable d'impulsions (IPG), un cardiodéfibrillateur implantable (ICD), un stimulateur-cardioverseur-défibrillateur (PCD) ou tout autre type similaire de stimulateur cardiaque bien connu dans la technique. La sonde électrique médicale 10 comprend une portion proximale 20, une portion distale 22 et un corps 12 de sonde. Un embout 50 est disposé à l'extrémité distale de la sonde 10. Comme représenté à la fig. 1, la sonde 10 pénètre dans une oreillette droite 3 et se fraie un chemin à travers un ostium 11 dans un sinus coronaire 13 et ensuite dans une

veine cardiaque principale 23 jusqu'à l'extrémité distale de celle-ci. La sonde électrique médicale 10 comprend une ou plusieurs électrodes 14 disposées sur elle pour stimuler, détecter et/ou défibriller le coeur 1.

5 En se référant maintenant à la fig. 2, on a représenté une vue en coupe de la sonde 10 disposée dans, par exemple, une veine cardiaque postérieure 17 du coeur 1 en passant par le sinus coronaire 13 et la veine cardiaque principale 23. Au moins des portions de la portion distale
10 22 de la sonde 10 sont situées dans la veine cardiaque postérieure 17. La fig. 2 représente comment la sonde 10 doit être acheminée le long d'une série de trajets sinueux et tortueux quand elle est implantée dans les veines cardiaques. De tels trajets non seulement rendent difficile l'im-
15 plantation et le positionnement de la sonde 10 dans des portions souhaitées du coeur 1, mais ont tendance aussi à amener les sondes de l'art antérieur à être expulsées de la veine cardiaque dans laquelle elles sont situées une fois implantées, et ce sujet sera abordé plus en détail
20 ci-dessous.

En continuant à se référer à la fig. 2, on a représenté la sonde électrique médicale 10 de la présente invention qui, avant son implantation, a de préférence une section distale 22 rectiligne conçue pour une implantation
25 dans le sinus coronaire 13, la veine cardiaque principale 23, ou toute autre veine coronaire du ventricule gauche ou de l'oreillette gauche quand elle est configurée et dimensionnée de manière appropriée. Dans la présente invention, la résistance à la flexion de la portion distale 22 de la
30 sonde 10 est rendue variable de manière à augmenter d'une manière prédéterminée, singulière ou périodique.

Ainsi, dans un mode de réalisation de la présente invention, la portion distale 22 de la sonde 10 a au moins une section rigide distale 2 disposée à l'extrémité distale
35 d'une section flexible 4 située adjacente à elle. Autrement dit, le corps 12 de sonde peut être configuré pour avoir au moins une section rigide 2 et au moins une section flexible

4 situées dans la portion distale 22 de celui-ci. La sonde électrique médicale 10 de la présente invention peut avoir en outre des portions voisines adjacentes qui, alternativement, sont flexibles et rigides les unes par rapport aux autres.

Plus particulièrement, la flexibilité ou la rigidité des sections 2 et 4 de la sonde 10 peut être caractérisée avec plus de précision comme ayant des résistances (S_b) à la flexion différentes, dans lesquelles le rapport de la résistance (S_{bs}) à la flexion de la section rigide 2 est égal à au moins 1,5 fois celui de la résistance (S_{bf}) à la flexion de la section flexible 4. Les rapports de résistances à la flexion entre des sections rigides 2 supplémentaires et des sections flexibles 4 supplémentaires de la sonde 10 peut aussi dépasser environ 1,5, environ 1,8, environ 2, environ 2,2, environ 2,4, environ 2,6, environ 2,8, environ 3,0, environ 4, environ 5, environ 6, environ 7, environ 8, environ 9, environ 10, environ 20, environ 30, environ 40, environ 50, environ 100 ou même davantage.

Exprimé mathématiquement, le rapport des résistances à la flexion des sections rigides 2 et des sections flexibles 4 de la sonde 10 de la présente invention peut avoir, à titre d'exemple seulement, la forme suivante :

$$1,5 \leq \frac{S_{bs}}{S_{bf}} \leq 100 \quad (\text{Eq. 1})$$

$$1,5 \leq \frac{S_{bs}}{S_{bf}} \leq 20 \quad (\text{Eq. 2})$$

$$2 \leq \frac{S_{bs}}{S_{bf}} \leq 10 \quad (\text{Eq. 3})$$

$$1,5 \leq \frac{S_{bs}}{S_{bf}} \leq 5 \quad (\text{Eq. 4})$$

Quand la sonde 10 est introduite à travers le sinus coronaire 13 dans la veine cardiaque principale 23 et ensuite dans la veine cardiaque postérieure 17, par exemple, la

sonde 10 prendra une configuration courbée, presque en forme de serpent, de sorte que la portion distale 22 est courbée à la transition entre le sinus coronaire 13 et la veine cardiaque postérieure 17, ainsi que le long du trajet de la
5 veine cardiaque postérieure 17.

On a découvert que la sonde 10 tentait de prendre une position ayant une énergie stockée minimale après avoir été implantée dans les veines 17 et 13. On a découvert en outre que les sections flexibles 4 de la sonde 10 sont de
10 préférence situées dans les portions du trajet veineux ayant les courbes du rayon le plus petit (et nécessitant donc les quantités les plus faibles d'énergie mécanique potentielle stockée).

Ainsi, le premier rayon 36 de courbure du corps de
15 sonde représenté à la fig. 1 est situé de préférence le long des portions de la sonde 10 qui comprennent la portion flexible 4 du corps 12 de sonde. De même, des deuxième, troisième et quatrième rayons 38, 40 et 42 de courbure du corps de sonde représentés respectivement à la fig. 2 sont,
20 de la même manière, positionnés le long de portions de la sonde 10 comprenant les portions flexibles 4. Des portions relativement rectilignes de la sonde 10, implantées dans le coeur humain 1 dans une portion souhaitée, comprennent de préférence les portions relativement rigides 2 du corps 12
25 de sonde, ainsi que représenté à la fig. 2.

Dans la présente invention, en conséquence, déplacer les sections flexibles 4 depuis leurs emplacements dans les première, deuxième, troisième et quatrième courbes 38, 40 et 42 nécessite qu'une force axiale soit exercée sur la sonde
30 10 pour faire avancer la sonde 10 à son extrémité (c'est-à-dire exercer une force de poussée) ou pour retirer la sonde 10 (c'est-à-dire exercer une force de traction). Ainsi, en raison de la variation, originale, des résistances à la flexion le long de la direction axiale x du corps 12 de la
35 sonde 10, la sonde 10, une fois implantée, a une tendance prononcée à rester implantée et à ne pas se retrouver

délogée de la veine cardiaque dans laquelle elle a été implantée.

Les fig. 3A à 3C représentent divers principes associés à la description précédentes concernant les fig. 1 et 2. Le principe d'une sonde relativement rectiligne ayant des résistances variables à la flexion en fonction de la position de la sonde est basé sur deux lois mécaniques : (1) un corps mécanique soumis à une charge ou une déformation extérieure prend une forme qui minimise l'énergie mécanique potentielle stockée dans ce corps ; et (2) une variation de l'énergie potentielle stockée dans un corps accompagnée d'un déplacement du corps résulte d'une force extérieure agissant sur lui. La force extérieure (F) est égale à la dérivée de l'énergie (E) par rapport au déplacement (x), comme monté ci-dessous :

$$F = \frac{dE}{dx} \quad (\text{Eq. 5})$$

$$\frac{dE}{dx} = \frac{\phi_b R_b}{R_b} \cdot \frac{dS}{dx} = \phi_b \cdot \frac{dS_b}{dx} \quad (\text{Eq. 6})$$

Où S_b = résistance à la flexion, R_b = rayon de courbure et ϕ_b est l'angle de flexion.

A la fig. 3A, l'énergie supplémentaire stockée dans la section flexible 4 incurvée du corps 12 de sonde est définie par la force F nécessaire pour déplacer la sonde 10 vers la position représentée en même temps que la variation dX de déplacement. Les fig. 3B et 3C montrent que la quantité d'énergie de flexion nécessaire pour fléchir le corps 12 de sonde d'un angle de courbure d'environ 90° est supérieure pour la géométrie représentée à la fig. 3C à celle représentée à la fig. 3B. Ceci est dû à ce que la section rigide 2 est située dans la section incurvée du corps 12 de sonde à la fig. 3C. Une énergie plus grande de flexion est donc nécessaire pour incurver le corps 12 de sonde dans la configuration représentée à la fig. 3C que dans la configuration

représentée à la fig. 3B, où la section flexible 4 est disposée le long de la plus grande partie de la section incurvée. En d'autres termes, la configuration de sonde représentée à la fig. 3B est plus stable mécaniquement que
5 ne l'est la configuration représentée à la fig. 3C, parce que la configuration de la fig. 3B atteint un niveau plus faible d'énergie mécanique stockée.

En appliquant la loi de l'énergie stockée minimale à la section distante de la sonde 10, nous pouvons en tirer
10 les conclusions suivantes. Quand la sonde 10 est implantée dans le sinus coronaire 13 et la veine cardiaque principale 23, une énergie mécanique est stockée dans les sections incurvées de la sonde 10 qui sont situées dans la transition du sinus coronaire 13 à la veine coronaire 23 ou 17. Une
15 telle énergie mécanique stockée est proportionnelle à la rigidité de la sonde 10 et à la longueur qui est incurvée, ainsi qu'à la courbure (qui est l'inverse du rayon de courbure). Supposons que la courbure soit déterminée principalement par l'anatomie veineuse, que l'angle de courbure soit
20 d'environ 90° et que le rayon de courbure soit d'environ 5 mm. Une telle courbe sera maintenue par des forces agissant sur les deux côtés du corps de sonde. L'énergie stockée dans le corps 12 de sonde est proportionnelle à la rigidité moyenne dans la section incurvée.

25 Etant donné que la rigidité dans la section incurvée varie avec la position de la sonde le long de la courbe, la rigidité moyenne du corps de sonde disposé dans la courbe changera si la sonde est déplacée le long de la courbe ou si la courbe est déplacée par rapport à la sonde. Ainsi, un
30 déplacement axial x de la sonde 10 le long de la courbe définie par l'anatomie veineuse entraîne une variation d'énergie mécanique stockée. Si une sonde de la présente invention a été implantée de manière appropriée dans l'anatomie veineuse d'un patient, une énergie supplémentaire d'une source
35 extérieure (par exemple un médecin poussant ou tirant la sonde le long de la direction x) devra être fournie pour

déplacer la sonde 10 de sa position préférée à énergie mécanique stockée minimale.

On a découvert qu'il vaut mieux positionner la section la plus flexible de la sonde dans les portions de l'anatomie veineuse qui présentent la courbure la plus marquée (ou des rayons minimaux de courbure). Dans une telle configuration, la rigidité de la sonde 10 augmente à la fois en position proximale et en position distale par rapport à la section flexible disposée dans la section incurvée, et ainsi l'énergie stockée du corps de sonde devient plus grande si la sonde est déplacée soit pour l'éloigner, soit pour la rapprocher, ou si l'anatomie veineuse se déplace par rapport à la sonde soit pour s'éloigner soit pour se rapprocher. L'énergie mécanique stockée est maintenue à un minimum quand la section flexible reste au centre de la courbe. Ceci entraîne un équilibre mécanique stable qui nécessite à son tour qu'une force extérieure d'une valeur suffisante soit exercée sur la sonde 10 pour la déplacer en l'éloignant ou la rapprochant de sa position à énergie mécanique stockée minimale.

Selon certains modes de réalisation de la présente invention, la sonde 10 peut être configurée pour avoir une portion relativement rigide 2 adjacente à une portion relativement flexible 4, ou peut avoir une série alternée de portions relativement rigides 2 et de portions relativement flexibles 4. Les longueurs correspondantes des portions relativement rigides 2 et de portions relativement flexibles 4 peuvent aussi être modifiées en fonction de l'anatomie veineuse particulière dans laquelle doit être implantée la sonde 10.

Dans un mode de réalisation de la présente invention, la sonde 10 est pratiquement rectiligne avant son implantation et présente une rigidité variable dans sa portion distale 22, de sorte qu'au moins une section flexible 4 est disposée respectivement de manière proximale et adjacente à une portion rigide 2 et disposée de manière distale et adjacente à une portion rigide 2. Une telle configuration de

sonde présente un équilibre bilatéral stable (voir la fig. 4C).

Dans un autre mode de réalisation de la présente invention, la sonde 10 a une seule section rigide 2 disposée dans la portion distale 22 qui a une section relativement flexible 4 disposée de manière proximale par rapport à elle et adjacente à cette dernière. Une telle configuration de sonde a un équilibre unilatéral mécaniquement stable, dans lequel la transition de résistance à la flexion entre deux sections 2 et 4 est placée de manière optimale à l'une ou l'autre extrémité d'une courbe dans une anatomie veineuses (voir la fig. 4B).

Les fig. 4A à 4C représentent le comportement de plusieurs modes de réalisation sélectionnés de la sonde 10 de la présente invention, dans lesquels la résistance (S_b) à la flexion du corps 12 de sonde varie en fonction de la position axiale x de la sonde. Dans chacune des fig. 4A à 4C, le diagramme supérieur représente la résistance S_b à la flexion en fonction de la position axiale x de la sonde, le diagramme du milieu représente la dérivée de l'énergie mécanique stockée E par rapport à la distance axiale x (une telle dérivée de l'énergie mécanique stockée étant proportionnelle à la force axiale F_{ax} exercée par la sonde), et le diagramme inférieur représente une structure de sonde correspondant aux résistances à la flexion et aux forces axiales représentées ci-dessus. Dans toutes les fig. 4A à 4C, l'embout distal de la sonde est positionné sur le côté droit des diagrammes, les portions relativement rigides de la sonde 10 sont désignées par le numéro 2 et les sections relativement flexibles de la sonde 10 sont désignées par le numéro 4.

En se référant maintenant à la fig. 4A, l'augmentation monotone de résistance à la flexion commence à la jonction entre les sections 4 et 2 et augmente jusqu'à un maximum à l'embout 50. Une telle configuration entraîne qu'une force axiale (F_{ax}) est exercée par la sonde 10 comme représenté dans le diagramme du milieu. Ici, comme dans

d'autres diagrammes de force axiale dans une direction distale qui seront décrits ci-dessous, une force axiale positive est une force qui agit pour tirer la sonde dans une direction distale, tandis qu'une force axiale négative agit pour pousser une sonde dans une direction proximale (c'est-à-dire pour la faire sortir de la veine dans laquelle elle a été implantée).

En se référant maintenant à la fig. 4B, on a représenté une sonde présentant un saut échelonné de résistance à la flexion qui se produit à la jonction entre ses sections 2 et 4. Une fois que la portion distale 2 la plus éloignée a été poussée au-delà de la courbe veineuse à étudier, et que la section flexible 4 est disposée dans une telle courbe, la force axiale (F_{ax}) exercée par la portion distale 22 de la sonde 10 sur l'anatomie veineuse est de nouveau positive et tend à retenir la sonde dans la position implantée, à moins qu'une force axiale de traction agissant dans la direction proximale soit exercée sur la sonde 10 de manière à tirer la sonde 10 autour de la courbe à étudier afin de surmonter ainsi F_{ax} .

La fig. 4C représente la sonde 10 ayant respectivement une série alternée de sections contiguës, les unes 2 relativement flexibles et les autres 4 relativement rigides. La sonde 10 représentée à la fig. 4C présente plusieurs points de stabilité bilatérale séparés respectivement par une distance égale à la longueur des sections 4 relativement flexibles et des sections 2 relativement rigides. Une telle configuration de sonde a l'avantage que son embout ou son électrode peut être placé à l'une quelconque parmi plusieurs positions le long d'une ou plusieurs veines coronaires. Autrement dit, le mode de réalisation de la sonde 10 représenté à la fig. 4C a plusieurs positions différentes à stockage minimal d'énergie mécanique qu'il peut prendre dans l'anatomie veineuse d'un patient. Les longueurs relatives des portions 4 relativement flexibles et des portions 2 relativement rigides peuvent être modifiées en fonction des

rayons des différentes courbes veineuses qu'il est prévu de rencontrer pendant l'implantation de la sonde.

Ainsi, si on prévoit que la sonde 10 sera implantée dans une portion de l'anatomie veineuse qui est caractérisée par des portions veineuses incurvées de manière serrée, la sonde 10 peut être configurée pour avoir respectivement des sections rigides 2 et flexibles 4 relativement courtes afin de donner des résultats optimaux. Au contraire, dans le cas où l'anatomie veineuse à rencontrer pendant le processus d'implantation est prévue comme étant caractérisée par des courbes relativement peu serrées, la sonde 10 peut être configurée de sorte que les sections relativement rigides 2 et les sections relativement flexibles 4 aient des longueurs plus grandes afin de donner ainsi des résultats optimaux. La sonde 10 peut aussi être configurée de manière appropriée de sorte que les portions 2 et 4 aient des longueurs différentes appropriées pour des courbes de petit, moyen et grand rayon rencontrées par la même sonde 10.

Il est important de remarquer que quand la portion 2 relativement rigide de la sonde 10 est disposée dans une section incurvée de l'anatomie veineuse ou le long de celle-ci, un équilibre mécanique instable associé à un maximum local de l'énergie mécanique potentielle stockée disposée dans la courbe en résulte. Il est donc souhaité dans la présente invention que la sonde 10 ait alternativement des sections 4 relativement flexibles et des sections 2 relativement rigides situées dans l'anatomie veineuse de manière que les sections 4 relativement flexibles soient situées dans au moins ses principales courbes.

Le principe de faire varier la résistance à la flexion de la sonde 10 en fonction de la distance axiale x peut aussi être étendu pour faire face à des circonstances où la résistance (S_b) à la flexion est symétrique et égale autour de chaque axe de flexion, ou asymétrique et inégale autour de chaque axe de flexion.

En se référant maintenant aux fig. 5A et 5B, on a représenté en coupe le corps 12 de sonde présentant des

résistances symétriques égales à la flexion autour de chaque axe de flexion à la fig. 5A, et le corps 12 de sonde présentant des résistances asymétriques inégales à la flexion autour de chaque axe de flexion à la fig. 5B. Ainsi, la sonde 5 10 représentée à la fig. 5A peut être pliée dans toute direction de 0° à 360° sans qu'aucune modification de moment de flexion ne soit nécessaire. Au contraire, la sonde 10 représentée à la fig. 5B nécessite un moment de flexion plus élevé quand la sonde 10 est fléchie dans les directions à 10 90° et à 270°.

Les fig. 6A et 6B représentent des corps de sonde qui nécessitent des moments de flexion asymétriques en fonction de la direction angulaire. Afin de maintenir une énergie mécanique minimale, le corps 12 de sonde représenté à la 15 fig. 5B essaiera de s'orienter lui-même le long du plan de la courbe dans laquelle il est disposé, de sorte qu'une flexion se produise de préférence sur l'axe de sonde le long de la section de sonde la plus flexible (par exemple les orientations à 90° et à 270°). Cette caractéristique peut 20 être exploitée pour que le corps 12 de sonde soit orienté de sorte qu'une électrode disposée le long ou à proximité d'une telle section présentant une résistance asymétrique à la flexion soit positionnée judicieusement à l'intérieur d'une veine. Ainsi, par exemple, une électrode 14 de stimulation 25 ou de défibrillation disposée près d'une telle section à résistance asymétrique à la flexion peut être orientée vers le myocarde (ce qui peut être avantageux pour obtenir de faibles seuils de stimulation et une détection améliorée de signaux).

30 La fig. 6A représente l'orientation naturelle que la sonde de la fig. 5B prendra dans une portion incurvée de l'anatomie veineuse. La configuration de sonde représentée à la fig. 6B est une configuration qui nécessite une énergie mécanique maximale et ne sera donc pas prise par la sonde 10 35 quand elle est disposée dans une section incurvée de l'anatomie veineuse.

En se référant maintenant à la fig. 7, on a représenté une vue agrandie en coupe d'une sonde 10 disposée dans la veine cardiaque postérieure 17 après avoir été acheminée à travers le sinus coronaire 13. La fig. 7 montre comment le système de veines présente des courbes ayant des rayons qui alternent en direction et en valeur. Une flexion du corps 12 de sonde le long de la veine cardiaque postérieure 17 a lieu pratiquement dans un seul plan (c'est-à-dire que R_1 , R_2 et R_3 sont disposés sensiblement dans le même plan). Parce que les rayons R_1 , R_2 et R_3 sont beaucoup plus petits qu'un rayon R_4 , une flexion plus prononcée de la sonde 10 est nécessaire dans la veine cardiaque postérieure 17. La flexion du corps 12 de sonde se produisant le long du sinus coronaire 13 a lieu dans un plan qui est approximativement perpendiculaire au plan le long duquel sont disposés R_1 , R_2 et R_3 . On remarque que R_4 est nettement plus grand que R_1 , R_2 et R_3 et donc que non seulement la courbe du sinus coronaire 13 est le long d'un plan différent mais a une valeur sensiblement inférieure. En conséquence, une orientation préférentielle de la sonde 10 est déterminée principalement par les rayons R_1 à R_3 plutôt que par le rayon R_4 . Ceci signifie à son tour qu'une sonde ayant une configuration asymétrique en coupe ou une résistance à la flexion qui varie de manière asymétrique en fonction de la position angulaire en coupe peut être utilisée avec succès pour assurer la rétention de la sonde 10 dans une portion souhaitée de l'anatomie veineuse. Par exemple, la sonde 10 peut être configurée pour avoir une première configuration asymétrique en coupe pour une implantation le long des portions distales d'une veine cardiaque sélectionnée dans une première orientation préférée, où les rayons de flexion sont petits, et pour avoir une deuxième configuration asymétrique en coupe pour une implantation dans des portions disposées de manière plus rapprochée de l'anatomie veineuse dans une deuxième orientation préférée, dans lesquelles les première et deuxième orientations sont différentes en raison, par exemple, de ce que les

première et deuxième sections en coupe sont tournées angulairement l'une par rapport à l'autre.

En supposant que le mode de réalisation de la présente invention représenté aux fig. 5B et 6A est utilisé pour une implantation dans une portion souhaitée de l'anatomie veineuse, une telle sonde aura deux orientations dans lesquelles l'énergie mécanique stockée sera obtenue, à savoir $\varphi = 90^\circ$ ou $\varphi = 270^\circ$, en admettant que la résistance à la flexion est égale dans ces deux directions opposées.

10 L'électrode 14(b) peut être positionnée sur l'un ou l'autre côté du corps 12 de sonde pour stimuler une portion souhaitée du coeur, comme représenté à la fig. 7. Un tel positionnement peut être confirmé en utilisant une identification par les rayons X ou par échographie de l'orientation de

15 l'électrode 14(b). Si nécessaire, la sonde 10 peut être tournée de 180° pour que l'électrode 14(b) soit en face d'une direction souhaitée.

La fig. 8A représente la sonde 10 de la présente invention ayant, disposées sur elle, des électrodes 14 multiples. Plus particulièrement, la sonde 10 comprend des électrodes 14c, 14b et 14d de stimulation ainsi qu'une électrode spiralée 14a de défibrillation. Au-dessous de la sonde 10 de la fig. 8A, on a représenté les fig. 8B et 8C présentant différents exemples de profils possibles de résistance à la flexion. La résistance à la flexion représentée à la

25 fig. 8B a seulement une portion unique 4 de flexibilité diminuée adjacente à deux sections 2 relativement rigides situées plus près et plus loin par rapport à celle-ci. Au contraire, le profil de force de flexion représenté à la

30 fig. 8C présente une séquence alternée de sections 4 relativement souples et de sections 2 relativement rigides. Comme indiqué ci-dessus, les sections flexibles 4 de la sonde 10 sont positionnées de manière optimale le long de portions de l'anatomie veineuse qui présentent la courbure la plus mar-

35 quée, afin de maintenir ainsi la sonde 10 dans une portions souhaitée d'une veine cardiaque.

La fig. 9A représente un autre mode de réalisation de la sonde 10 de la présente invention, dans lequel les électrodes 14c et 14b de stimulation sont situées plus près et plus loin de l'électrode spiralée 14a de défibrillation.

5 Les fig. 9B et 9C représentent deux exemples de profils de résistance à la flexion pour la sonde de la fig. 9A, dans lesquels la résistance à la flexion varie en fonction de la distance axiale x de la manière représentée.

Quand la sonde 10 est caractérisée en ce qu'elle a
10 la résistance à la flexion de la fig. 9B, la section distale 22 de la sonde 10 empêche la sonde 10 de revenir dans le sinus coronaire après qu'elle a été implantée dans la veine coronaire souhaitée. Le profil de résistance à la flexion de la fig. 9B n'entraîne pas, cependant, une sonde qui présente
15 ou fournisse un point de stabilité pour la progression de la sonde.

A ce point de vue, une conception préférée est celle qui présente le profil de résistance à la flexion représentée à la fig. 9C, où une section 47 de rigidité croissante
20 précède la portion distale 22 de la sonde 10 ou en fait partie, de sorte que la section 47 est disposée dans l'oreillette droite et le sinus coronaire lors de son implantation. Un tel accroissement de résistance à la flexion en fonction de la distance axiale x , où la résistance à la flexion augmente
25 quand on se déplace vers l'extrémité distale de la sonde 10, amène la sonde 10 à être enfoncée plus profondément dans le sinus coronaire.

La longueur de la section 47, de manière optimale, s'étend entre 5 cm et 15 cm, et est de préférence de l'ordre
30 de 10 cm. D'autres longueurs de la section 47 sont, bien entendu, envisagées dans la présente invention, et comprenant, mais sans y être limitées, les gammes suivantes de longueurs : entre 2 cm et 17 cm, entre 7 cm et 13 cm, et entre 9 cm et 11 cm. De même, la longueur de la section 47
35 peut dépasser 15 cm et peut être inférieure à 2 cm. Le principe général régissant la section 47 est qu'elle présente une augmentation de rigidité sur une longueur prédéterminée

de la sonde 10. Remarquer, cependant, que la manière dont la résistance à la flexion augmente peut être monotone, graduée, échelonnée, exponentielle ou logarithmique.

Pour que la présente invention fonctionne de manière appropriée dans l'environnement du corps humain, il est important que les propriétés de rigidité mécanique des matériaux utilisés pour construire la sonde 10 restent stables dans le temps, après que la sonde a été implantée. De plus, les matériaux dans lesquels la sonde 10 est construite doivent, bien entendu, être biostables et biocompatibles. Dans un mode de réalisation préféré de la présente invention, la sonde 10 est formée de matériaux présentant des résistances à la flexion qui restent relativement insensibles aux effets d'une implantation dans le corps humain pendant une période de temps suffisante pour permettre à la sonde de devenir incorporée à l'anatomie veineuse, afin de fournir ainsi une stabilité chronique suffisante de sonde avec le temps. De cette manière, une relaxation de contraintes des matériaux dans lesquels la sonde 10 est formée peut être autorisée dans la région de la sonde présentant plusieurs régimes de rigidité.

Il est bien connu que des parties métalliques telles que des surfaces d'électrode tendent à conserver leurs propriétés mécaniques avec le temps. Des matériaux à base de polymères dans lesquels le corps 12 de sonde est formé habituellement, cependant, peuvent présenter des caractéristiques de fluage d'un niveau médiocre (par exemple, une relaxation faible des contraintes), et peuvent donc présenter des modules de flexion qui ne dépendent pas de la température ou de la saturation fluide. Afin de ne pas perdre les propriétés souhaitées de résistance à la flexion de la présente invention dans la mesure où une déstabilisation pourrait avoir lieu après l'implantation, des matériaux pour former le corps 12 de sonde de la présente invention comprennent le caoutchouc aux silicones et le polyuréthane. D'autres matériaux convenant à une implantation sont, bien

entendu, envisagés dans la présente invention, comprenant, sans y être limités, PEBAX, PTFE, et ETFE.

On se réfère maintenant aux fig. 10A à 10M, dans lesquelles différents modes de réalisation de la présente invention sont représentés, qui toutes présentent des variations de résistance à la flexion du corps 12 de sonde en fonction de la distance axiale x.

La fig. 10A représente un mode de réalisation de la présente invention où des enroulements ayant un pas variable sont incorporés dans le corps 12 de sonde pour conférer ainsi des variations de résistance à la flexion en fonction de la distance axiale x. Des enroulements bobinés de manière serrée sont disposés le long des sections 2 relativement rigides, tandis que des enroulements bobinés de manière lâche sont disposés dans les sections 4 relativement flexibles. Remarquer que les enroulements représentés dans les fig. 10A à 10C peuvent, bien entendu, être utilisés en liaison avec des électrodes ou des conducteurs électriques de défibrillation, ou comme faisant partie d'eux, ou en liaison avec des électrodes ou des conducteurs électriques de stimulation ou de détection.

La fig. 10B représente un mode de réalisation de l'invention où le diamètre des enroulements disposés dans chaque corps 12 de sonde varie afin de conférer ainsi des variations de résistance à la flexion au corps 12 de sonde en fonction de la distance axiale x. Des portions enroulées de grand diamètre forment les portions 4 relativement flexibles, tandis que les portions enroulées de petit diamètre forment les portions 2 relativement rigides.

La fig. 10C représente un autre mode de réalisation de l'invention où des variations de pas d'enroulement sont utilisées pour conférer ainsi des variations de résistance à la flexion au corps 12 de sonde en fonction de la distance axiale x. Des sections de pas réduit forment des portions 4 relativement flexibles, tandis que des sections de pas élevé forment des portions 2 relativement rigides. Les deux sections 2 et 4 sont de préférences bobinées en boudinage

discontinu. Bien entendu, des combinaisons des fig. 10A, 10B et 10C sont situées aussi dans la portée de la présente invention.

La fig. 10D représente un mode de réalisation de la présente invention dans lequel des portions du corps 12 de sonde sont entaillées ou retirées de quelque autre manière du corps 12 de sonde ou n'y sont pas incluses pendant sa formation, de manière à créer des sections 4 relativement flexibles orientées de manière préférentielle, adjacentes à des sections 2 relativement rigides.

La fig. 10E représente un mode de réalisation de la présente invention dans lequel des enroulements disposés dans le corps 12 de sonde, et qui peuvent constituer une ou plusieurs électrodes ou conducteurs électriques de stimulation, de détection ou de défibrillation ou faire partie d'eux, sont incorporés dans un matériau relativement rigide tel qu'une substance à base de polymère. Les sections relativement rigides dans lesquelles sont incorporés les enroulements présentent une résistance accrue à la flexion par rapport aux sections du corps 12 de sonde où les enroulements ne sont pas incorporés dans le matériau relativement rigide.

La fig. 10F représente un mode de réalisation de l'invention dans lequel des variations de l'épaisseur ou du type d'isolation du corps de sonde sont utilisées pour conférer des variations de résistance à la flexion au corps 12 de sonde en fonction de la distance axiale x.

La fig. 10G représente un mode de réalisation de la présente invention dans lequel une rigidité accrue est conférée à certaines sections du corps 12 de sonde en disposant des pièces relativement rigides en forme d'anneau entre l'isolation extérieure de la sonde 10, et dans lequel les pièces relativement rigides sont adjacentes à des portions relativement flexibles du corps 12 de sonde.

La fig. 10H représente un mode de réalisation de la présente invention dans lequel des pièces relativement rigides sont positionnées à l'extérieur de l'isolation

extérieure du corps 12 de sonde pour conférer ainsi des variations de résistance à la flexion au corps 12 de sonde en fonction de la distance axiale x. Remarquer que les pièces relativement rigides 2 représentées aux fig. 10G et 10H peuvent comprendre des électrodes ou des surfaces d'électrode conçues spécifiquement dans le but non seulement de stimuler le coeur mais aussi de fournir des variations de résistance à la flexion en fonction de la distance axiale x, en fonction des paramètres particuliers de conception correspondant à la portion de l'anatomie veineuse dans laquelle la sonde 10 doit être disposée.

La fig. 10I représente un mode de réalisation de la présente invention dans lequel un enroulement 48 de conducteur électrique disposé autour d'une pièce intérieure présente des résistances à la flexion qui peuvent varier en fonction de la distance axiale x en raison d'épaisseurs accrues sur des sections 2 relativement rigides et d'épaisseurs diminuées sur des sections 4 relativement flexibles.

La fig. 10J représente un mode de réalisation de la présente invention dans lequel des sections opposées d'une tubulure formant le corps 12 de sonde sont aplaties sans perforer ni pratiquer de trous dans la tubulure, afin de conférer ainsi une flexibilité accrue au corps 12 de sonde le long d'une direction.

La fig. 10K représente le corps de sonde représenté à la fig. 10J, ayant pivoté de 90° de sorte que les portions aplaties 2 soient vues de dessus.

La fig. 10L représente un mode de réalisation de la présente invention dans lequel le diamètre du corps 12 de sonde et/ou l'épaisseur d'une couche extérieure faisant partie du corps 12 de sonde varient en fonction de la distance axiale x afin de conférer ainsi des variations de résistance à la flexion en fonction de la distance axiale x. Dans le mode de réalisation de la présente invention représenté à la fig. 10L, non seulement le diamètre du corps 12 de sonde peut varier pour conférer des variations de résistance à la flexion en fonction de la distance axiale x, mais aussi de

telles variations peuvent être réalisées d'une manière asymétrique de sorte que le corps 12 de sonde soit asymétrique vu en coupe dans le sens radial et ait un axe de flexion préférentielle qui sera de préférence disposé le long de la
5 veine dans laquelle il est implanté.

La fig. 10M représente encore un autre mode de réalisation de la présente invention dans lequel le corps 12 de sonde a, incorporé, en lui, un matériau en forme de rivet plat qui est torsadé le long de portions présélectionnées de
10 celui-ci pour fournir une orientation préférentielle de la sonde 10 quand elle est implantée dans le corps humain. Des portions alternées 2 et 4 peuvent avoir des longueurs et des orientations telles qu'elles confèrent une ou plusieurs orientations à la sonde 10 dans l'anatomie veineuse en fonction de besoins particuliers présents, par exemple une im-
15 plantation dans la veine cardiaque médiane, la veine cardiaque principale, le sinus coronaire, la veine atriale oblique, la petite veine cardiaque, et/ou la veine cardiaque postérieure.

La fig. 10M représente un autre mode de réalisation de la présente invention dans lequel la sonde 10 présente des variations de résistance à la flexion le long de la direction axiale x. Des portions 2 aplaties interposées entre des portions 4 relativement flexibles fournissent une rigidité accrue aux sections 2. Les sections relativement rigides peuvent servir aussi à orienter les électrodes 14 (non
25 représentées) de sorte que les électrodes 14 soient positionnées pour stimuler une portion sélectionnée du coeur avec plus d'efficacité, ainsi que pour fournir une détection améliorée de signaux intracardiaques.
30

Il est envisagé dans la présente invention que des moyens pour faire varier la résistance à la flexion de la section distale d'une sonde de la présente invention autres que ceux décrits ici et dans les fig. 10A à 10M correspondantes ci-dessus soient situés dans la portée de la présente invention. Par exemple, le matériau dans lequel est formé le
35 corps 12 de sonde peut être modifié en composition ou

autrement en fonction de la distance axiale x , afin de réaliser ainsi des variations de sa résistance à la flexion. Le degré auquel un polymère formant le corps 12 de sonde forme des liaisons croisées peut varier en fonction de la

5 distance axiale x . La densité des polymères ou d'autres matériaux utilisés pour former le corps 12 de sonde peut varier en fonction de la distance axiale x . La masse moléculaire des polymères ou d'autres matériaux utilisés pour former le corps 12 de sonde peut varier en fonction de

10 la distance axiale x . Une pièce tubulaire flexible contenant un tube à mémoire de forme peut être incluse dans une lumière s'étendant le long d'un axe central du corps de sonde, et un système de commande peut alors chauffer sélectivement des portions du tube à mémoire de forme pour modifier sa résistance à la flexion ou sa forme. Ce qui précède et d'autres

15 procédés pour faire varier la résistance à la flexion de la section distale du corps de sonde de la présente invention sont envisagés dans la présente invention. Voir, par exemple, le brevet U.S. n° 5 437 632 "Variable stiffness balloon catheter" (cathéter en forme de ballon à rigidité variable) ; le brevet U.S. n° 5 499 973 "Variable stiffness balloon dilatation catheters" (cathéters à dilatation en forme de ballon à rigidité variable) ; le brevet U.S. n° 5 531 685 "Steerable variable stiffness device" (dispositif orientable

20 à rigidité variable) ; le brevet U.S. n° 5 639 276 "Device for use in right ventricular placement and method for using same" (dispositif pour utilisation dans un positionnement dans le ventricule droit et procédé pour l'utiliser) ; le brevet U.S. n° 5 833 604 "Variable stiffness electrophysiology catheter" (cathéter électrophysiologique à rigidité variable) ; et le brevet U.S. n° 5 733 496 "Electron beam irradiation of catheters to enhance stiffness" (irradiation de cathéters par faisceau d'électrons pour accroître la rigidité).

25

35 La fig. 11A est une coupe stylisée de l'anatomie veineuse à laquelle s'adresse principalement la présente invention. Remarquer que les diverses veines sont

représentées de manière stylisée et ne sont pas dessinées à l'échelle. A la fig. 11A, une sonde de la présente invention est représentée disposée dans la veine cardiaque principale 23, de sorte que la section 2 relativement rigide la plus éloignée est située près de l'extrémité distale de la veine cardiaque principale 23. La section 4 relativement flexible la plus éloignée est située immédiatement à côté de la section 2 la plus éloignée et est disposée le long de la portion de la veine cardiaque principale 23 présentant la courbure la plus prononcée. D'autres sections 2 et 4 situées à proximité de la section 4 relativement flexible la plus éloignée sont aussi représentées à la fig. 11A. La géométrie de sonde représentée à la fig. 11A entraîne une meilleure rétention de la sonde 10 dans la veine cardiaque principale 23 que celle qui serait obtenue autrement, en raison de la différence de rigidité des sections 2 et 4.

En continuant de se référer à la fig. 11A, mais maintenant à sa portion de droite, on a représenté une sonde électrique médicale 10 implantée dans la veine cardiaque postérieure 17. Là encore, la section 2 relativement rigide la plus éloignée est située près de la portion la plus éloignée de la veine cardiaque postérieure 17, tandis que la section 4 relativement flexible la plus éloignée est disposée dans les portions de l'anatomie veineuse qui présentent la courbure la plus marquée (par exemple l'ostium 11 et l'entrée de la veine cardiaque médiane 19).

De même que la sonde électrique médicale 10 représentée implantée dans la veine cardiaque principale 23, la sonde électrique médicale 10 représentée implantée dans la veine cardiaque médiane 19 y est retenue grâce à l'action de sections 2 et 4 alternées, relativement rigides et relativement flexibles respectivement, dans laquelle les sections flexibles 4 sont disposées le long des portions de l'anatomie veineuse présentant la courbure la plus marquée, et les portions 2 relativement rigides sont disposées dans les portions de l'anatomie veineuse présentant le moins de courbure.

Continuant à se référer à la fig. 11A, on doit remarquer que la sonde 10 de la présente invention peut être implantée dans l'une quelconque des veines représentées à la fig. 11A, ainsi que dans toute autre veine appropriée pour
5 stimuler et/ou défibriller le coeur 1 d'un patient. De plus, il est important de remarquer que la présente invention peut être utilisée de sorte que sa portion la plus éloignée n'ait pas besoin nécessairement d'être positionnée à la portion la plus éloignée d'une veine cardiaque sélectionnée. Autrement
10 dit, la portion la plus éloignée de la sonde électrique médicale 10 de la présente invention peut être située là où il a été déterminé approprié de placer la sonde 10.

La présente invention se prête bien à une stimulation et/ou une défibrillation du coeur 1 dans des modes et
15 des manières divers. Plus particulièrement, si l'oreillette gauche ou le ventricule gauche d'un patient doivent être stimulés et/ou défibrillés, la sonde 10 et ses électrodes peuvent être positionnées de manière appropriée dans le sinus coronaire 13. Si le ventricule gauche d'un patient doit
20 être stimulé et/ou défibrillé, la sonde 10 de la présente invention peut être positionnée de manière appropriée dans la veine cardiaque principale 23 ou la veine cardiaque postérieure 17, de préférence à leurs extrémités distales. Les deux ventricules d'un patient peuvent être stimulés et/ou
25 défibrillés si la sonde électrique médicale est implantée de manière appropriée dans la veine cardiaque médiane 19. Une position de la sonde 10 de la présente invention dans la veine atriale oblique gauche 21 peut entraîner une stimulation ou une défibrillation réussies de l'oreillette gauche.
30 Une position des électrodes de stimulation et/ou de défibrillation de la sonde 10 de la présente invention près des portions médianes de la veine cardiaque principale 23 peut entraîner une stimulation et/ou une défibrillation à la fois des ventricules droit et gauche.

35 Les fig. 11B à 11D représentent le positionnement de la sonde 10 dans diverses veines coronaires selon divers procédés de stimulation et/ou de défibrillation. La fig. 11B

représente un mode de réalisation de la sonde 10 de la présente invention positionné dans la veine cardiaque antérieure à un emplacement convenant à une stimulation de l'oreillette gauche. La fig. 11C représente un mode de réalisation de la sonde 10 de la présente invention positionné à un emplacement convenant à une stimulation du ventricule gauche à partir de la veine cardiaque postérieure. La fig. 11D représente un mode de réalisation de la sonde 10 de la présente invention positionné dans la veine cardiaque postérieure de sorte qu'une première électrode soit alignée avec le ventricule gauche.

La fig. 12A représente encore d'autres modes de réalisation de la présente invention et des procédés pour la mettre en oeuvre. A la fig. 12A, trois positions différentes pour divers modes de réalisation de la sonde électrique médicale 10 de la présente invention sont représentées : (1) pour une stimulation de l'apex du coeur, et (2) et (3) pour une stimulation à la base ou une autre stimulation du coeur. La sonde 10 représentée positionnée dans la veine cardiaque médiane 19 a une cathode 14(b) et une anode 14(a) disposées près de son extrémité distale 22 pour effectuer une stimulation de l'apex et/ou une défibrillation du coeur 1. La sonde électrique médicale 10 de la présente invention représentée implantée dans la veine cardiaque postérieure 17 est positionnée de sorte que l'anode 14(a) et la cathode 14(b) puissent stimuler et/ou défibriller le coeur d'une position plus basique. De même, la sonde 10 représentée implantée dans la veine cardiaque principale 23 a des électrodes 14(a) et 14(b) positionnées pour une stimulation de base et/ou une défibrillation du coeur 1.

Remarquer que dans beaucoup des modes de réalisation de la présente invention représentés ici, l'une quelconque des électrodes représentées peut servir d'anode ou de cathode, en fonction des besoins particuliers et des applications concernés. De même, des agencements unipolaires ou bipolaires des électrodes sont envisagés dans la présente

invention, ainsi qu'une utilisation de portions du stimulateur cardiaque 30 comme électrode supplémentaire.

Une stimulation de base du coeur 1 est connue comme fournissant des résultats hémodynamiques supérieurs dans certaines circonstances en raison de la stimulation. De même, dans une configuration bipolaire où les deux électrodes 14(a) et 14(b) sont situées dans une veine coronaire, les signaux ainsi détectés peuvent fournir une meilleure discrimination entre des signaux atriaux et ventriculaires.

Comme décrit ci-dessus, des directions asymétriques de résistance à la flexion du corps 12 de sonde peuvent être utilisées pour orienter le positionnement des électrodes 14(a) et 14(b) de stimulation de sorte qu'elles soient appuyées sur le myocarde ou dirigées vers lui ou d'autres portions sélectionnées du coeur 1.

Les fig. 12B à 12D représentent d'autres modes de réalisation préférés de la présente invention. A la fig. 12B, aucune électrode n'est représentée dans le but de faciliter sa description. A la fig. 12B, les sections 2 relativement rigides sont disposées entre les sections 4 relativement flexibles et alternent avec celles-ci. Les longueurs axiales des sections 2 et 4 sont, de manière optimale, d'environ 8 mm, ou comprises entre environ 5 mm et environ 10 mm, ou ont toute autre longueur appropriée nécessaire pour mettre en pratique la présente invention. Les portions de la sonde 10 disposées dans le sinus coronaire 13 sont de préférence des sections 4 relativement flexibles. L'embout 50 est de préférence effilé. Dans des modes de réalisation préférés de la présente invention, il existe trois à cinq sections relativement rigides. Le longueur des sections 2 relativement rigides varie, de manière optimale, entre environ 5 mm et environ 12 mm. Cependant, la section la plus éloignée de la sonde 10 de la présente invention peut avoir une longueur comprise entre 5 et 50 mm inclusivement.

Le diamètre de la sonde 10 de la présente invention est de préférence compris entre environ 1 mm et environ 2

mm, mais il peut être aussi petit que 0,5 mm et s'élever à 3 mm ou même davantage. La longueur des sections 4 relativement flexibles est de préférence comprise entre environ 5 mm et environ 12 mm, et est de préférence d'environ 8 mm. Les 5 électrodes sont de préférence placées dans l'une des sections 2 relativement rigides de la sonde 10, comme représenté à la fig. 12C. La section 2 relativement rigide la plus éloignée représentée à la fig. 12C, comme celle représentée à la fig. 12B, a de préférence une longueur comprise entre 10 environ 5 mm et 10 mm.

La fig. 12C représente un mode de réalisation de la présente invention où une stimulation plus basique du coeur 1 du patient est souhaitée. Au contraire, le mode de réalisation de la présente invention représenté à la fig. 12D est 15 configuré de sorte que les électrodes 14(a) et 14(b) puissent être positionnées plus profondément dans une veine cardiaque sélectionnée pour permettre une stimulation plus apicale du coeur 1.

En se référant maintenant à la fig. 12B, les sections 2 relativement rigides sont désignées par des étiquettes A, B, C, D et E. Si une stimulation ventriculaire de base ou une défibrillation du coeur 1 est souhaitée, alors on préfère que l'électrode de cathode soit positionnée sur la section C ou la section B ou à leur voisinage, et que 25 l'anode soit positionnée sur la section A ou la section B ou à leur voisinage. En variante, la cathode et l'anode peuvent être toutes deux positionnées sur la section C ou la section B pour permettre une stimulation ventriculaire de base.

Dans le cas où une stimulation ventriculaire apicale 30 est souhaitée, l'anode est de préférence positionnée sur la section A ou la section B et la cathode est de préférence positionnée sur la section B ou la section A, de sorte que l'anode soit située sur une section différente de celle de la cathode. En variante, et en supposant qu'une stimulation 35 ou une défibrillation ventriculaire apicale est souhaitée, l'anode et la cathode peuvent être placées toutes les deux ensemble sur la section A ou la section B de la sonde 10.

L'anode et la cathode peuvent aussi être formées le long ou à l'intérieur d'une section relativement rigide A, B, C, D ou E quand de petites distances entre électrodes sont souhaitées. Une distance préférée entre électrodes pour
5 stimuler dans la présente invention est comprise entre environ 4 mm et environ 12 mm, avec une valeur préférée d'environ 5 mm pour la distance entre électrodes.

La présente invention peut aussi être mise en pratique comme énoncé ci-dessus en liaison avec un défibrillateur
10 implantable ou un dispositif similaire. Des électrodes de défibrillation sont de préférence utilisées sous la forme d'électrodes enroulées, où des électrodes enroulées forment au moins une portion de la section relativement rigide A de la fig. 12B. La longueur préférée d'une telle électrode ou
15 d'une section relativement rigide est d'environ 50 mm. Des électrodes de défibrillation peuvent avoir la forme d'électrodes en anneau qui coïncident avec les sections 2 relativement rigides et sont séparées par les sections 4 relativement flexibles.

La fig. 13 représente un mode réalisation de la présente invention comprenant une sonde 10 à deux chambres à une seule passe. La portion distale de la sonde 10 s'étend dans la veine cardiaque postérieure 17. A proximité immédiate des électrodes 14(a) et 14(b) de la portion distale 22 de
25 la sonde 10, sont situées des électrodes 14(c) et 14(d) positionnées dans le sinus coronaire 13. Les électrodes 14(c) et 14(d) sont positionnées pour stimuler l'oreillette gauche, tandis que les électrodes 14(a) et 14(b) sont positionnées pour stimuler le ventricule gauche. La distance
30 préférée entre les électrodes 14(c) et 14(d) est comprise entre 20 mm environ et 50 mm environ, mais peut atteindre 60 mm environ ou diminuer jusqu'à 15 mm environ. La sonde 10 peut aussi être implantée dans la veine cardiaque principale 23 de sorte que les électrodes distales 14(a) et 14(b) sti-
35 mulent le ventricule gauche à partir de cette veine. Un positionnement dans la veine cardiaque postérieure 17 de la sonde 10 représenté à la fig. 13 permet de réaliser une

stimulation apicale du ventricule gauche, tandis qu'un positionnement de la sonde 10 dans la veine cardiaque principale 23 permet une stimulation basique du ventricule gauche.

La fig. 14 représente un autre mode de réalisation de la présente invention, dans lequel la sonde 10 est conçue pour une implantation dans l'oreillette droite 3, le sinus coronaire 13 et une veine cardiaque sélectionnée. L'embout distal 50 de la sonde 10 est disposé dans la veine cardiaque sélectionnée, tandis qu'à proximité de celui-ci une portion de la sonde 10 a des caractéristiques de résistance à la flexion qui diffèrent de celles des portions les plus éloignées de la sonde 10. Plus particulièrement, et en se référant de nouveau à la fig. 14, on peut voir que la portion distale 22 de la sonde 10 est caractérisée en ce qu'elle a un profil de résistance à la flexion qui alterne entre des portions 2 relativement rigides et des portions 4 relativement flexibles. A proximité de telles sections composées de sections alternées 2 et 4 relativement rigides et relativement flexibles, on a disposé une section du corps 12 de sonde dans laquelle la résistance à la flexion augmente dans le sens distal, de préférence de la manière représentée à la fig. 14. Remarquer, cependant, que l'augmentation de résistance à la flexion représentée sur les portions de la sonde 10 dessinées à la fig. 14 destinées à une implantation dans l'oreillette droite 3 et facultativement au moins dans des portions du sinus coronaire 13, peut croître de manière monotone, exponentielle, par échelons ou de manière logarithmique. Le point important est que la résistance à la flexion sur la portion de la sonde implantée dans l'oreillette droite et facultativement au moins dans des portions du sinus coronaire est une résistance à la flexion qui augmente pour créer une force qui aura tendance à pousser la sonde dans la direction distale, même après son implantation.

Une couche extérieure ou manchon peut entourer le corps 12 de sonde. D'une manière non limitative, le manchon peut être constitué par un silicone revêtu de carbone, un stéroïde, un silicone éluant un stéroïde, ou une combinaison

de silicone et d'un élément de traitement anti-fibrotique de surface. L'une quelconque de ces compositions peut contribuer à réduire la réaction des tissus à l'insertion de la sonde, de sorte que la sonde 10 ne provoquera pas de caillots et n'adhérera pas à la paroi des vaisseaux, permettant ainsi un retrait de la sonde à l'avenir, si nécessaire. Ces compositions peuvent aussi contribuer à éviter un enrobage de l'électrode, améliorant ainsi l'efficacité des capacités de stimulation et de détection. Ces compositions peuvent aussi être glissantes pour réduire la friction entre la sonde et la paroi veineuse.

Un ou plusieurs conducteurs électriques sont disposés sur ou dans le corps 12 de sonde et véhiculent des signaux détectés par l'électrode 14 ou permettent la fourniture par leur intermédiaire de signaux électriques de stimulation ou de défibrillation. De tels conducteurs peuvent être des enroulements bobinés en hélice ou des câbles torsadés à plusieurs torons, revêtus de ETFE ou fixés dans une lumière disposée longitudinalement dans le corps 12 de sonde. L'extrémité distale d'un conducteur 16 de sonde peut être fixée à l'électrode 14 tandis que son extrémité proximale peut être fixée à une broche 18 formant borne par sertissage ou par soudure au laser, procédés bien connus des personnes qualifiées en la matière. A titre non limitatif, l'électrode 14 et la broche 18 formant borne peuvent être fabriquées en titane ou en titane plaqué de platine. Le conducteur 16 comprend de préférence des fils électriquement conducteurs tressés ou toronnés. Une lumière 30 peut être formée dans le corps 12 de sonde, dans laquelle peut être positionné un stylet de construction connue.

Ayant décrit en général les caractéristiques et le positionnement de la sonde 10, et en se référant maintenant à l'ordinogramme de la fig. 15, certains procédés de stimulation et/ou de défibrillation du coeur d'un patient en utilisant une sonde 10 pour veine coronaire et en l'implantant vont être décrits maintenant. Le procédé de stimulation du coeur d'un patient décrit dans l'ordinogramme de la fig. 15

permet à un utilisateur de stimuler efficacement le ventricule gauche sans accroître le risque d'une lésion ischémique.

L'opérateur positionne d'abord un cathéter de guidage d'un type arrachable, connu des personnes qualifiées en la matière, dans le sinus coronaire 13 (bloc 150). Bien que l'utilisation d'un cathéter de guidage ne soit pas absolument nécessaire, un cathéter de guidage augmente la capacité de l'opérateur à positionner la sonde 10 de manière appropriée dans une veine coronaire présélectionnée. Une fois que le cathéter de guidage a été positionné dans le sinus coronaire 13, la sonde 10 est insérée dans la lumière du cathéter de guidage et dans une veine coronaire prédéterminée sous observation fluoroscopique (voir le bloc 152). La sonde 10 est positionnée dans la veine coronaire sélectionnée, dans laquelle les électrodes de la sonde 10 sont alignées avec les chambres sélectionnées à stimuler. Les personnes qualifiées en la matière remarqueront que les électrodes peuvent être construites dans un matériau opaque aux rayons X, de sorte que la position des électrodes soit déterminée facilement. Après que la sonde 10 a été positionnée de manière appropriée dans le coeur 1, le stylet ou fil de guidage (s'il est présent) est retiré de la sonde 10 (voir le bloc 154). Si la sonde 10 doit être repositionnée, on retourne à l'étape représentée par le bloc 152 (bloc 155). Sinon, le cathéter est alors retiré du sinus coronaire 13 (bloc 156) et le cathéter est arraché quand il est tiré au-delà des broches formant borne de la sonde 10. Avant de retirer le cathéter de la sonde, cependant, des mesures électriques doivent être effectuées. Comme indiqué ci-dessus, un cathéter de guidage peut être utilisé pour diriger un fil de guidage qui est utilisé pour guider un cathéter de support vers une position souhaitée dans une veine coronaire présélectionnée. Le cathéter de support est alors utilisé pour positionner la sonde 10 comme décrit ci-dessus.

Après que le cathéter de guidage a été retiré, l'opérateur décide s'il existe des sondes supplémentaires

pour veine coronaire à insérer et à positionner dans les veines coronaires du coeur du patient (voir le bloc 158 de décision). Si d'autres sondes 10 doivent être positionnées dans des veines coronaires présélectionnées, alors les étapes ci-dessus représentées par les blocs 150 à 156 sont répétées (voir la boucle 160). Les personnes qualifiées en la matière remarqueront qu'une sonde supplémentaire de construction appropriée pourrait être positionnée dans le ventricule droit. Si aucune autre sonde 10 ne doit être insérée et positionnée, alors les broches 18 formant borne fixées à chaque sonde 10 de veine coronaire sont couplées à des bornes correspondantes du stimulateur cardiaque 30 (bloc 162). Le stimulateur 30 est alors programmé par des moyens connus pour transmettre une impulsion de stimulation et/ou de défibrillation à chaque sonde 10 raccordée (bloc 164) pour stimuler ou défibriller la chambre présélectionnée du coeur du patient.

Une fois que la sonde 10 d'un mode de réalisation approprié de la présente invention a été insérée et positionnée dans le coeur 1, et à titre non limitatif, l'opérateur a la possibilité, par exemple, de stimuler ou détecter à la fois l'oreillette gauche et le ventricule gauche, ou stimuler ou détecter l'oreillette gauche, le ventricule gauche et l'oreillette droite. Quand une sonde séparée pour le ventricule droit est positionnée, une stimulation et/ou une défibrillation à partir de toutes les chambres du coeur peut être possible. Le diamètre et la construction de la sonde 10 assurent la souplesse nécessaire pour réduire fortement la probabilité qu'une flexion de la sonde 10 entraîne une érosion de la veine coronaire. A ce point de vue, le corps 12 de la sonde 10 peut être revêtu ou imprégné avec un stéroïde biomédical pour réduire la réaction inflammatoire des veines coronaires à l'insertion et au positionnement de la sonde 10 en elles. Le stéroïde biomédical sélectionné peut aussi être utilisé pour réduire la quantité de formation de fibres se produisant entre la sonde 10 et la veine coronaire. La sonde 10 peut aussi être construite pour inclure une pièce

d'ancrage, de sorte que la sonde 10 puisse être, en outre, ancrée dans la veine coronaire ou le sinus coronaire.

Bien que des modes de réalisation spécifiques de l'invention aient été exposés ici en détail, il doit être
5 entendu que ceci a été fait dans un but d'illustrations seulement, et ne doit pas être considéré comme une limitation de la portée de l'invention telle que définie dans les revendications jointes. Ainsi, la présente invention peut être
10 mise en oeuvre en utilisant des équipements et des dispositifs autres que ceux décrits spécifiquement ici. Diverses modifications, à la fois aux équipements et aux procédures de fonctionnement, peuvent être réalisées sans quitter la portée de l'invention elle-même. Il doit être entendu aussi
15 que diverses variantes, substitutions et modifications peuvent être apportées aux modes de réalisation décrits ici sans quitter l'esprit et la portée des revendications jointes.

Dans les revendications, les moyens et fonctions sont destinées à couvrir les structures décrites ici comme
20 remplissant la fonction mentionnée et non seulement des équivalents structurels mais aussi des structures équivalentes. Ainsi, bien que de la colle chirurgicale et une vis puissent ne pas être semblables du point de vue structurel, en ce que la colle chirurgicale utilise des liaisons chimiques
25 pour fixer des composants biocompatibles ensemble, tandis qu'une vis utilise une surface hélicoïdale, dans le domaine des moyens de fixation la colle chirurgicale et la vis sont des structures équivalentes.

REVENDICATIONS

1. Sonde électrique médicale implantable allongée
(10) pour stimuler électriquement un coeur humain (1) ou
détecter des signaux électriques provenant de celui-ci, com-
prenant :

(a) un corps allongé (12) de sonde comprenant des
sections proximale (20) et distale (22), le corps allongé de
sonde définissant des distances axiales qui augmentent avec
l'éloignement ;

(b) au moins une électrode (14) pour détecter ou
stimuler électriquement le coeur (1) ;

(c) une extrémité proximale comprenant un connecteur
électrique (18), le connecteur étant contigu à la section
proximale (20) du corps (12) de sonde ;

(d) une extrémité distale contiguë à la section dis-
tale (22) du corps (12) de sonde ;

(e) au moins un conducteur électrique ayant des ex-
trémités proximale et distale, l'extrémité distale du
conducteur étant reliée opérationnellement à ladite au moins
une électrode (14), l'extrémité proximale du conducteur
étant reliée opérationnellement au connecteur électrique
(18) ;

caractérisée en ce que la section distale (22) du
corps (12) de sonde comprend en outre au moins des premier,
deuxième et troisième segments (2, 4), le premier et le
troisième segments (2) ayant des résistances à la flexion
qui sont supérieures à la résistance à la flexion du deuxiè-
me segment (4), la section distale (22) du corps (12) de
sonde et les premier, deuxième et troisième segments (2, 4)
étant configurés et dimensionnés pour acquérir une position
d'implantation à énergie mécanique stockée minimale quand la
sonde est implantée dans l'anatomie veineuse coronaire (13,
17, 19, 23) du coeur de sorte qu'une force mécanique supplé-
mentaire d'une source extérieure doive être exercée sur le
corps (12) de sonde le long d'une direction axiale pour dé-
placer la sonde axialement depuis la position d'implantation
à énergie mécanique stockée minimale.

2. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le rapport de la résistance (S_{bs}) à la flexion du premier segment (2) à celle (S_{bf}) du deuxième segment (4) est défini par l'équation :

$$1,5 \leq (S_{bs}/S_{bf}) \leq 100$$

3. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le rapport de la résistance (S_{bs}) à la flexion du premier segment (2) à celle (S_{bf}) du deuxième segment (4) est défini par l'équation :

$$2 \leq (S_{bs}/S_{bf}) \leq 10$$

4. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que la résistance (S_{bs}) à la flexion du premier segment (2) est au moins le double de la résistance (S_{bf}) à la flexion du deuxième segment (4).

5. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le rapport de la résistance (S_{bs}) à la flexion du premier segment (2) à celle (S_{bf}) du deuxième segment (4) est sélectionné dans le groupe consistant d'au moins environ 2,2, d'au moins environ 2,4, d'au moins environ 2,6, d'au moins environ 2,8, d'au moins environ 3,0, d'au moins environ 4, d'au moins environ 5, d'au moins environ 6, d'au moins environ 7, d'au moins environ 8, d'au moins environ 9, d'au moins environ 10, d'au moins environ 20, d'au moins environ 30, d'au moins environ 40, d'au moins environ 50, et d'au moins environ 100.

6. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le deuxième segment (4) est disposé entre les premier et troisième segments (2).

7. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que la résistance à la flexion de la section distale du corps (12) de sonde augmente avec la distance d'une manière échelonnée, monotone, exponentielle ou logarithmique, ou d'une combinaison ou d'un mélange de ces modes.

8. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que la résistance à la flexion de la section distale (22) du corps (12) de sonde diminue avec la

distance d'une manière échelonné, monotone, exponentielle ou logarithmique, ou d'une combinaison ou d'un mélange de ces modes.

9. Sonde électrique médicale selon la revendication
5 1, caractérisée en ce que les longueurs des premier, deuxième et troisième segments (2, 4) sont sélectionnées en fonction d'une anatomie veineuse particulière dans laquelle la sonde (10) doit être implantée.

10 10. Sonde électrique médicale selon la revendication
1, caractérisée en ce que la sonde prend une forme sensiblement rectiligne avant son implantation.

11. Sonde électrique médicale selon la revendication
1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde a au moins une courbe préformée disposée en lui.

15 12. Sonde électrique médicale selon la revendication
1, caractérisée en ce que la section distale (22) du corps (12) de sonde et ses premier, deuxième et troisième segments (2, 4) sont dimensionnés et configurés pour une utilisation dans un sinus coronaire (13) ou une veine cardiaque (17, 19,
20 21, 23) du coeur (1).

13. Sonde électrique médicale selon la revendication
1, caractérisée en ce qu'un dispositif de fixation est fixé au corps (12) de sonde.

25 14. Sonde électrique médicale selon la revendication
13, caractérisée en ce que le dispositif de fixation est sélectionné dans le groupe consistant en une vis hélicoïdale, un ardillon, un crochet, au moins une dent, et au moins un bras.

30 15. Sonde électrique médicale selon la revendication
13, caractérisée en ce que le dispositif de fixation est disposé près de l'extrémité distale.

16. Sonde électrique médicale selon la revendication
1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde est configuré pour permettre sa flexion préférentielle le long d'au
35 moins un plan prédéterminé de flexion.

17. Sonde électrique médicale selon la revendication
1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde est

configuré pour permettre sa flexion en trois dimensions le long d'au moins deux plans prédéterminés de flexion.

18. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que la résistance à la flexion d'au moins un du premier segment (2) et du deuxième segment (4) a une symétrie de révolution.

19. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que la résistance à la flexion d'au moins un du premier segment (2) et du deuxième segment (4) présente une asymétrie de révolution.

20. Sonde électrique médicale selon la revendication 19, caractérisée en ce que ladite au moins une électrode (14) et le corps (12) de sonde sont dimensionnés et configurés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une portion veineuse du coeur, le segment à asymétrie de rotation peut être utilisé par un médecin pour orienter le positionnement de la au moins une électrode (14), de sorte que l'électrode soit appuyée sur une portion sélectionnée du coeur ou dirigée vers elle.

21. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde est dimensionné de sorte que quand la sonde est implantée dans une portion veineuse du coeur humain, le deuxième segment (4) soit positionné dans des portions de la portion veineuse qui présentent la courbure la plus marquée.

22. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le deuxième segment (4) est disposé à proximité du premier segment (2), les premier et deuxième segments sont contigus l'un à l'autre le long d'une jonction, et la jonction est située le long du corps (12) de sonde à une position axiale telle que quand la sonde est implantée dans une anatomie veineuse du coeur humain, la jonction soit située près d'une extrémité d'une courbe de l'anatomie veineuse.

23. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde comprend une première section à section asymétrique configurée pour

une implantation dans une première orientation préférée dans des portions prédéterminées les plus éloignées de l'anatomie veineuse du coeur où les rayons de courbure sont petits, une deuxième section à section asymétrique configurée pour une
5 implantation dans une deuxième orientation préférée, différente de la première orientation, dans des portions prédéterminées de l'anatomie veineuse du coeur situées à proximité de ses portions les plus éloignées.

24. Sonde électrique médicale selon la revendication
10 1, caractérisée en ce que les premier, deuxième et troisième segments (2, 4) comprennent des moyens pour modifier la résistance à la flexion du corps (12) de sonde en fonction de la distance axiale, sélectionnés dans le groupe comprenant des enroulements ayant un bobinage variable en fonction de
15 la distance axiale, des enroulements ayant un diamètre variable en fonction de la distance axiale, des enroulements ayant un pas variable en fonction de la distance axiale, le corps (12) de sonde ayant un diamètre variable en fonction de la distance axiale, une adjonction progressive de plus de
20 matière au corps de sonde en fonction de la distance axiale, une adjonction d'enroulements supplémentaires au corps de sonde en fonction de la distance axiale, une variation du type d'isolation du corps de sonde en fonction de la distance axiale, une incorporation progressive d'un plus grand
25 nombre de pièces en forme d'anneau dans la sonde en fonction de la distance axiale, une variation de structure d'électrode en fonction de la distance axiale, une variation de positionnement d'électrode en fonction de la distance axiale, une inclusion de pièces ayant une résistance variable à la
30 flexion le long d'une portion extérieure du corps de sonde, la disposition d'une pièce à l'intérieur du corps de sonde ayant une épaisseur variable en fonction de la distance axiale, un aplatissement de portions du corps de sonde, et une incorporation de dépressions dans le corps de sonde.

35 25. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que les premier, deuxième et troisième segments (2, 4) comprennent des moyens pour modifier la

résistance à la flexion du corps (12) de sonde en fonction de la distance axiale x sélectionnés dans le groupe comprenant une variation du module de flexion en fonction de la distance axiale x du matériau dans lequel le corps de sonde est formé, une variation de densité en fonction de la distance axiale x du matériau dans lequel le corps de sonde est formé, une variation de la composition en fonction de la distance axiale x d'un polymère dans lequel le corps de sonde est formé, une variation de la quantité de liaisons croisées en fonction de la distance axiale x dans un polymère dans lequel le corps de sonde est formé, une variation des modules de flexion en fonction de la distance axiale x du matériau dans lequel le corps de sonde est formé, une variation de la proportion d'un premier polymère inclus ou mélangé dans un deuxième polymère en fonction de la distance axiale x, une pièce en alliage à mémoire de forme capable d'avoir sa résistance à la flexion variant au moyen d'une activation sélective de portions prédéterminées de celle-ci en fonction de la distance axiale x, une variation de la composition de polymères inclus dans le corps de sonde en fonction de la distance axiale x.

26. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde est configuré et dimensionné de sorte que quand la sonde est implantée dans le coeur, le premier segment (2) est disposé dans une portion distale de l'un parmi une veine cardiaque principale (23), une veine cardiaque médiane (19), un sinus coronaire (13), une petite veine cardiaque, une veine cardiaque postérieure (17), une veine atriale oblique gauche (21), et une veine cardiaque antérieure.

27. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde est configuré et dimensionné de sorte que quand la sonde est implantée dans le coeur, le deuxième segment (4) est disposé dans une portion distale de l'un parmi une veine cardiaque principale (23), une veine cardiaque médiane (19), un sinus coronaire (13), une petite veine cardiaque, une veine

cardiaque postérieure (17), une veine atriale oblique gauche (21), et une veine cardiaque antérieure.

28. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde et la au moins une électrode (14) sont configurées et dimensionnées de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque principale (23) ou une veine cardiaque postérieure (17) du coeur, le ventricule gauche du coeur peut être stimulé électriquement.

29. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde et la au moins une électrode (14) sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine atriale oblique gauche (21) du coeur, l'oreillette gauche du coeur peut être stimulée électriquement.

30. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde et la au moins une électrode (14) sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une portion médiane d'une veine cardiaque principale (23), le ventricule droit du coeur peut être stimulé électriquement.

31. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde et la au moins une électrode (14) sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque antérieure, l'oreillette gauche du coeur peut être stimulée électriquement.

32. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde et la au moins une électrode (14) sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque antérieure, le ventricule gauche du coeur peut être stimulé électriquement.

33. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que la au moins une électrode (14)

comprend en outre une anode (14a) et une cathode (14b), et en ce que le corps (12) de sonde et l'anode (14a) et la cathode (14b) sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque médiane (19), une stimulation électrique de portions apicales du coeur peut être effectuée.

34. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que la au moins une électrode (14) comprend en outre une anode (14a) et une cathode (14b), et en ce que le corps (12) de sonde et l'anode (14a) et la cathode (14b) sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque postérieure (17), une stimulation électrique de portions basiques du coeur peut être effectuée.

35. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que la au moins une électrode (14) comprend en outre une anode (14a) et une cathode (14b), et en ce que le corps (12) de sonde et l'anode (14a) et la cathode (14b) sont configurés et dimensionnés de sorte que quand la sonde est implantée de manière appropriée dans une veine cardiaque principale (23), une stimulation électrique de portions basiques du coeur peut être effectuée.

36. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'au moins un parmi le premier segment, le deuxième segment et le troisième segment (2, 4) a une longueur sélectionnée dans le groupe comprenant 8 mm environ, entre 5 mm environ et 10 mm environ, entre 5 mm environ et 12 mm environ, et entre 5 mm environ et 50 mm environ.

37. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'au moins une portion du corps (12) de sonde a un diamètre extérieur sélectionné dans le groupe comprenant entre 1 mm environ et 2 mm environ, 0,5 mm environ, 3 mm environ, et plus de 3 mm.

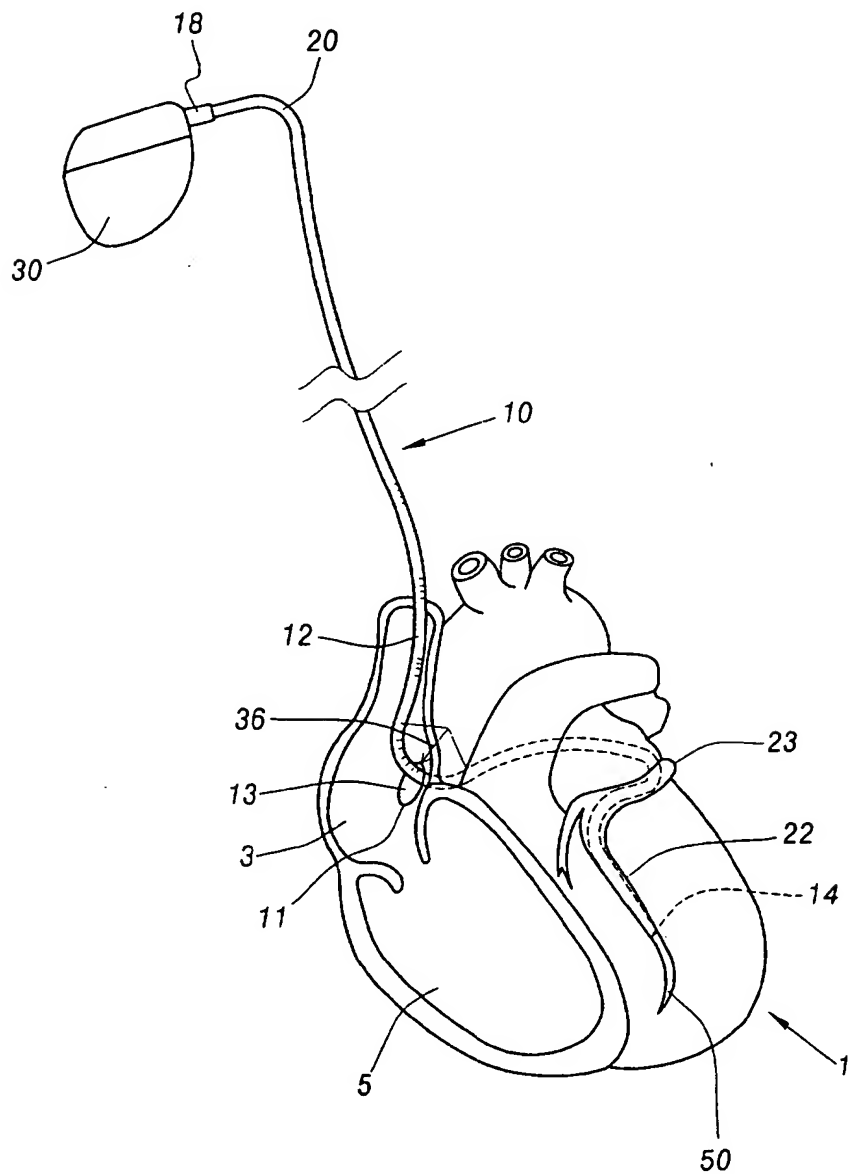
38. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que la au moins une électrode (14) comprend en outre une anode (14a) et une cathode (14b),

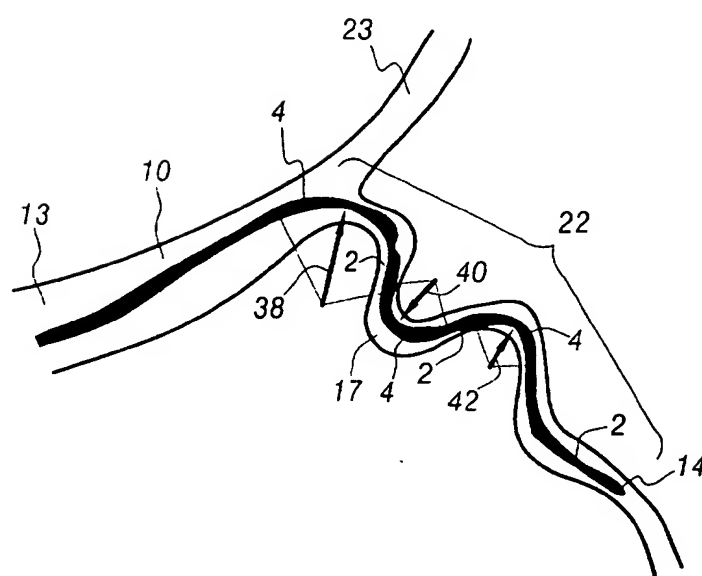
l'anode et la cathode étant séparées l'une de l'autre le long du corps de sonde d'une distance sélectionnée dans le groupe comprenant entre 4 mm environ et 12 mm environ, entre 5 mm environ et 10 mm environ, entre 5 mm environ et 7 mm environ, entre 20 mm environ et 50 mm environ, 60 mm environ, et au-dessus de 15 mm.

39. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que le corps (12) de sonde comprend en outre une lumière (30) formée en lui pour recevoir un stylet.

40. Sonde électrique médicale selon la revendication 1, caractérisée en ce que la section distale (22) du corps (12) de sonde comprend une pluralité de premiers, deuxièmes et troisièmes segments ayant respectivement des première, deuxième et troisième longueurs, et en ce que les deuxièmes segments (4) sont configurés et dimensionnés pour être positionnés dans ou le long de premières courbes ayant des premiers rayons de courbure dans une anatomie veineuse du coeur, et en ce que les premier et troisième segments (2) sont configurés et dimensionnés pour être positionnés dans ou le long de deuxièmes courbes ayant des deuxièmes rayons de courbure, les premiers rayons étant inférieurs aux deuxièmes rayons.

1/24

**FIG. 1**

**FIG. 2**

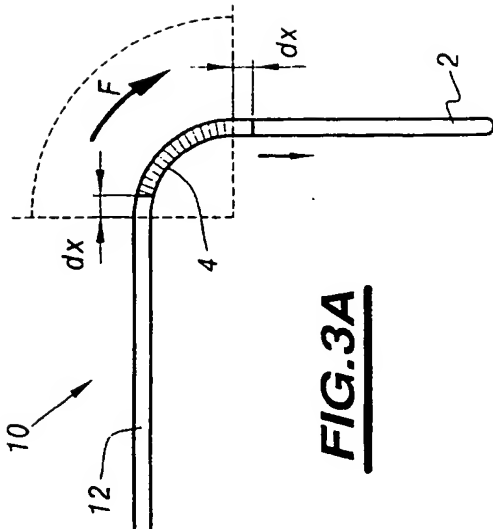


FIG. 3A

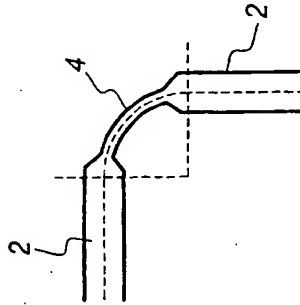


FIG. 3B

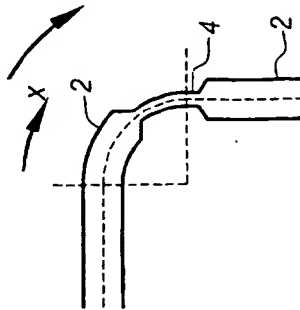
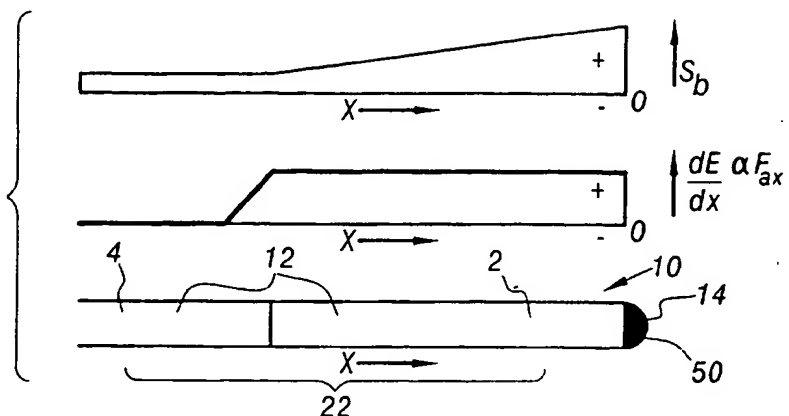
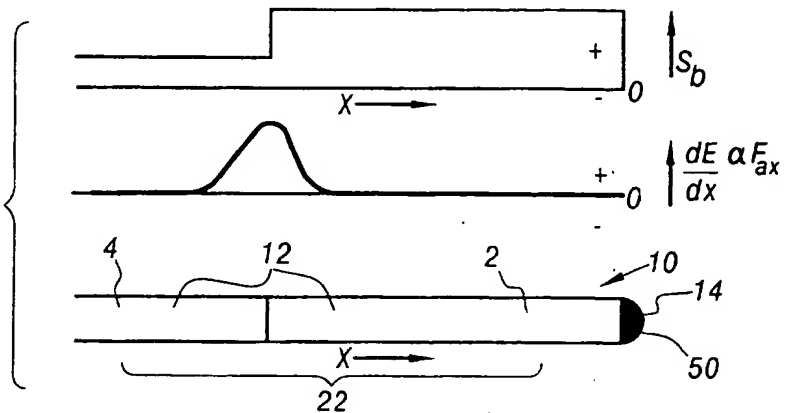
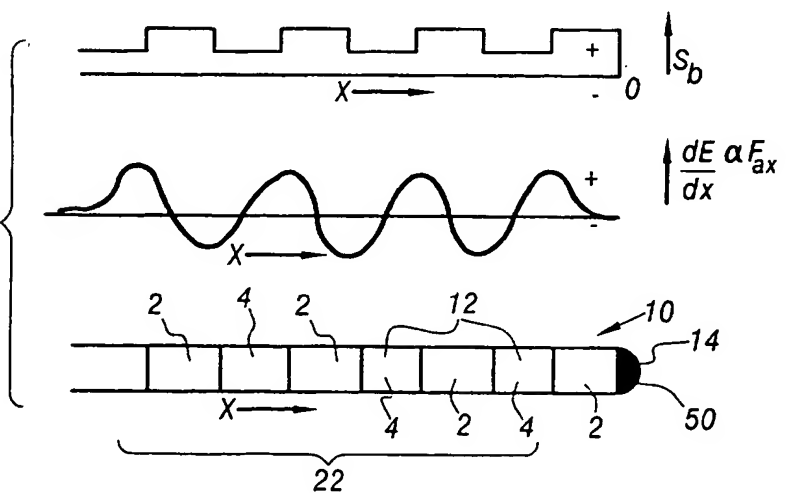
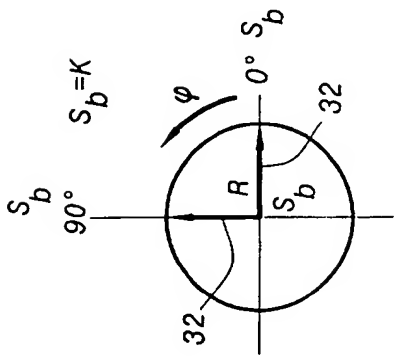
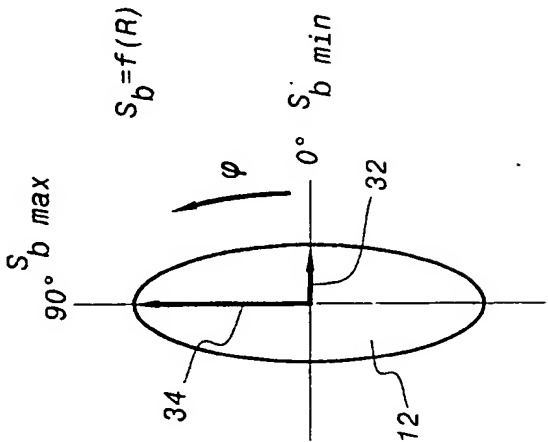


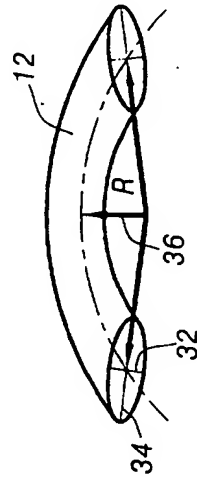
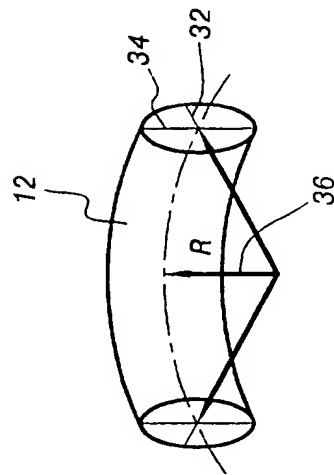
FIG. 3C

4/24

FIG. 4A**FIG. 4B****FIG. 4C**



6/24

**FIG. 6B****FIG. 6A**

7/24

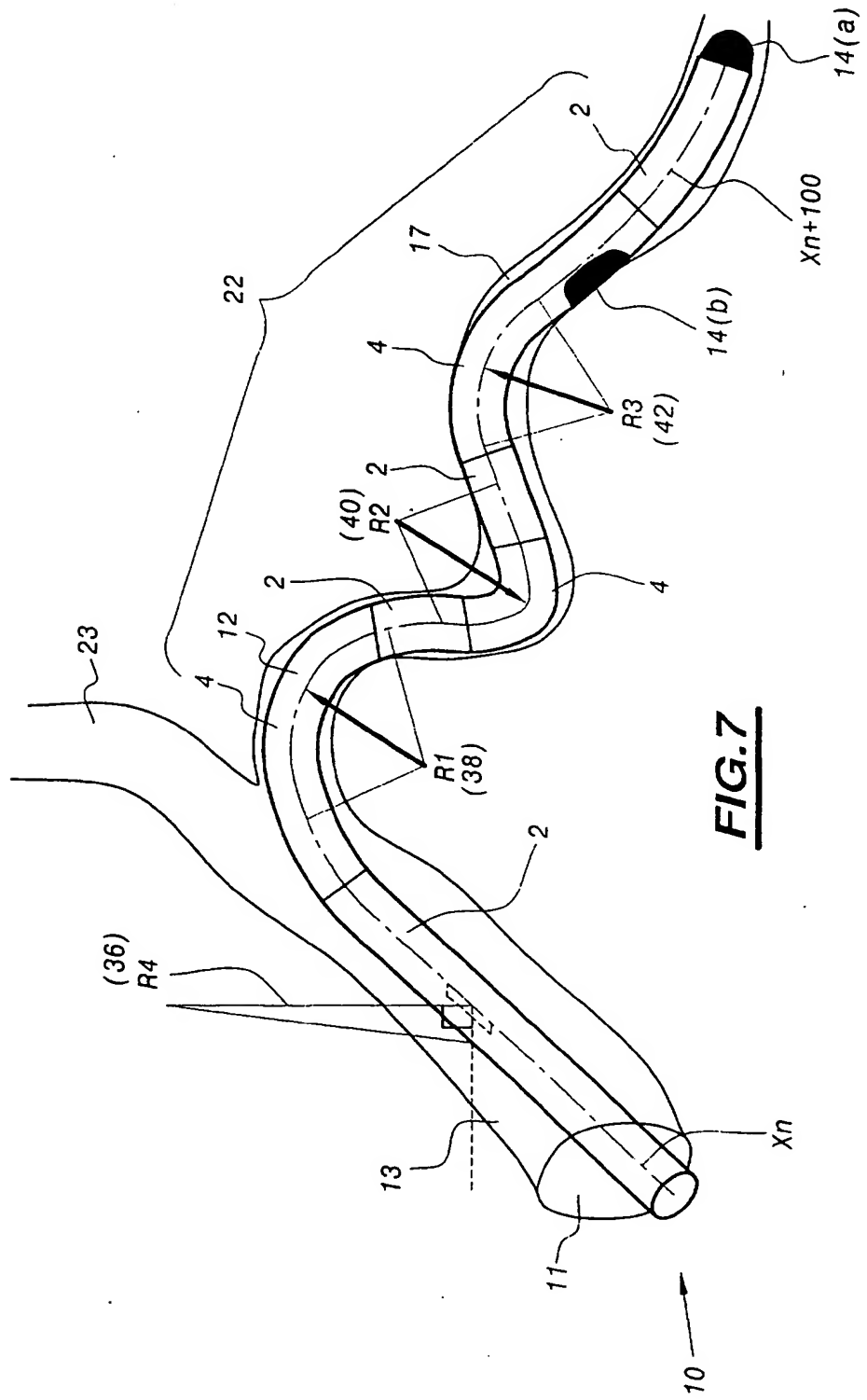
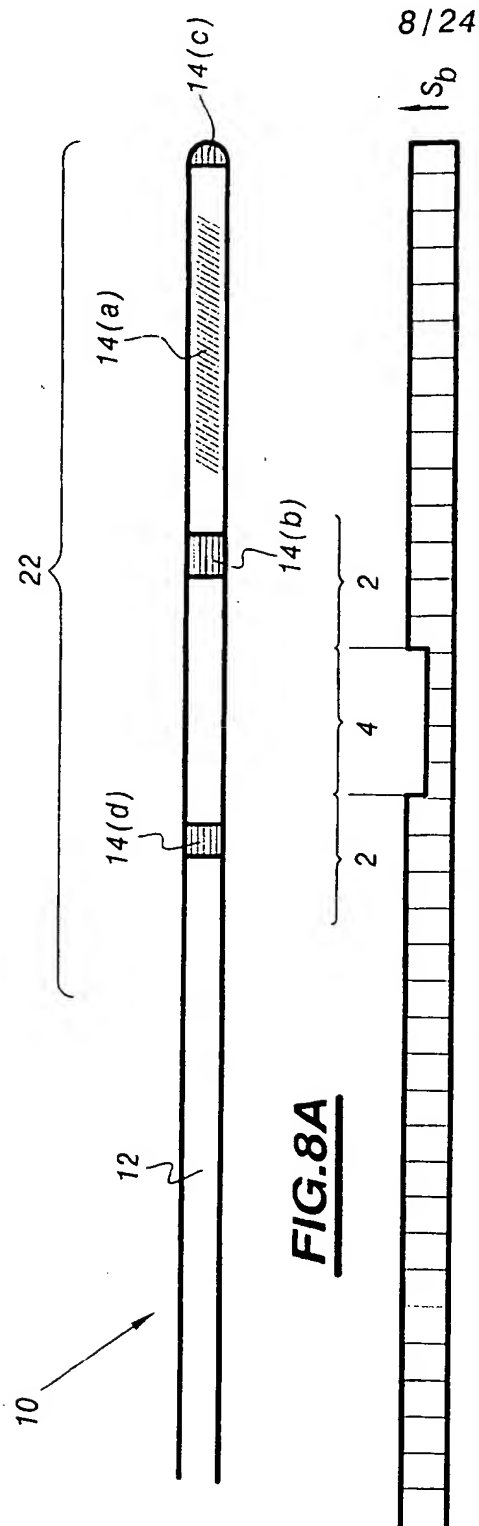
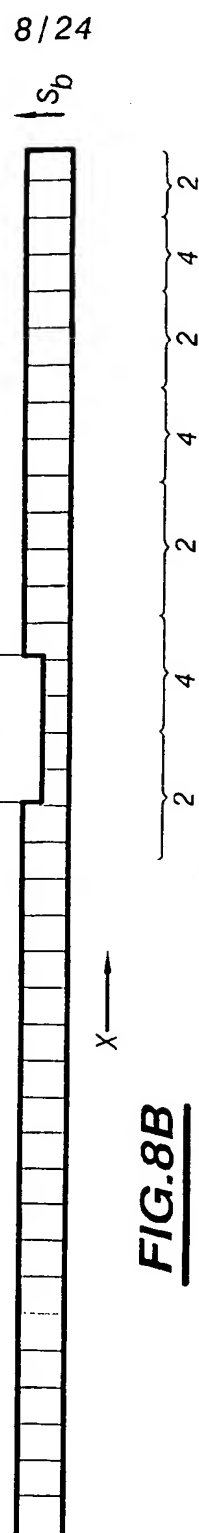
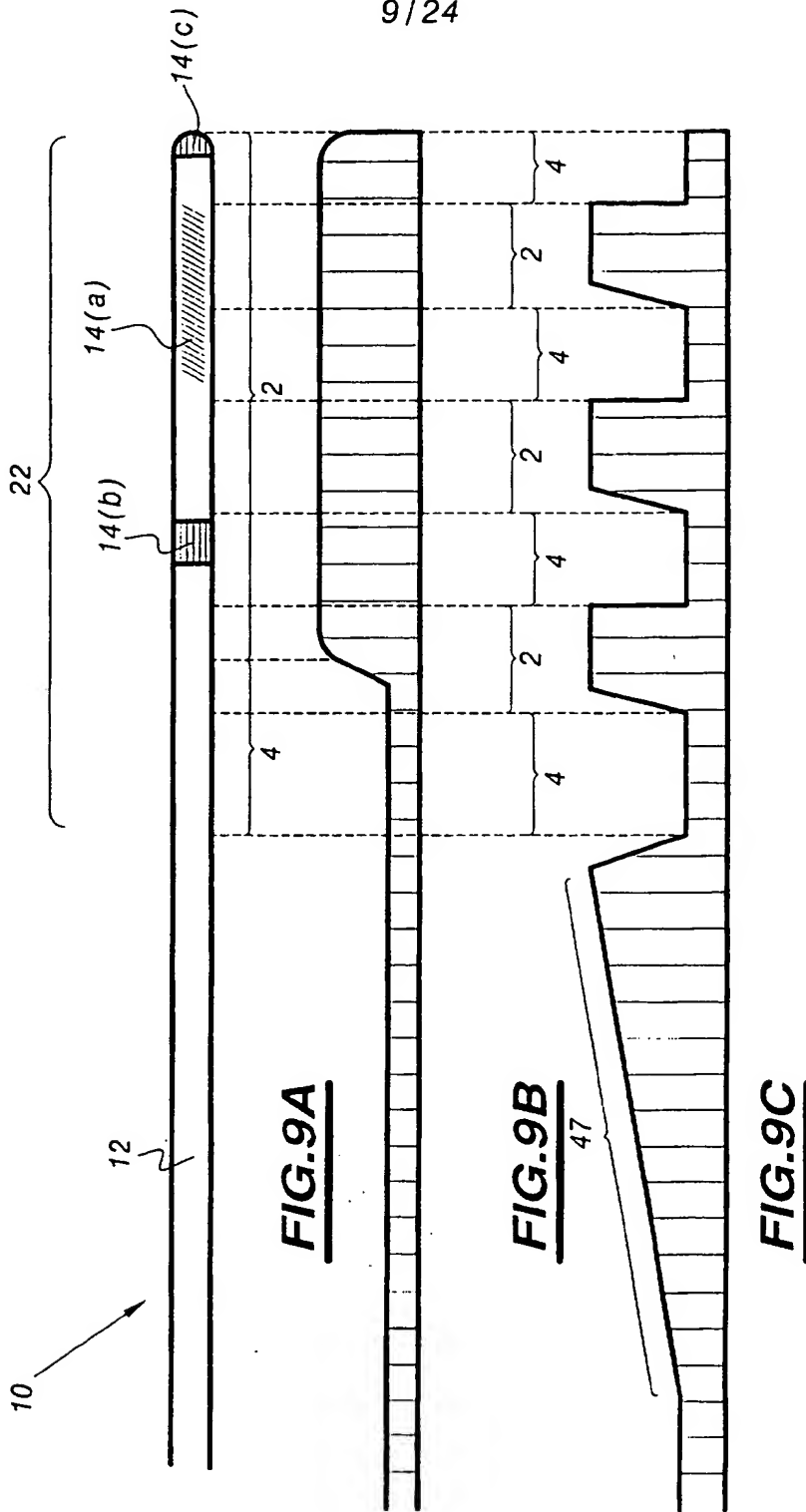


FIG. 7

**FIG. 8A****FIG. 8B****FIG. 8C**

9/24



10/24

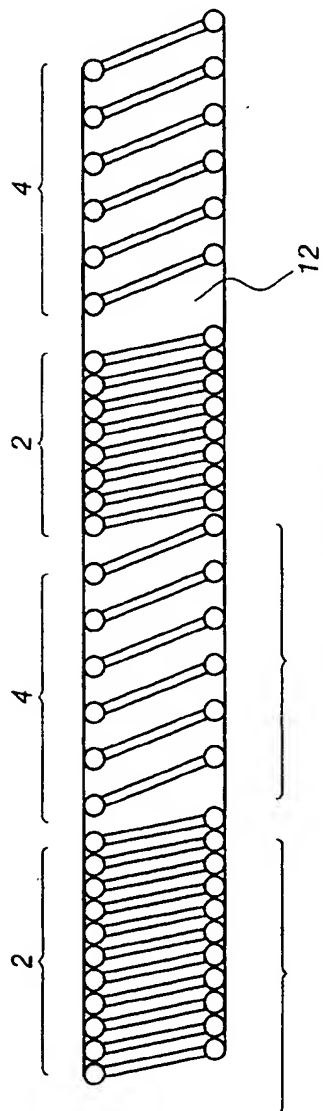


FIG. 10A

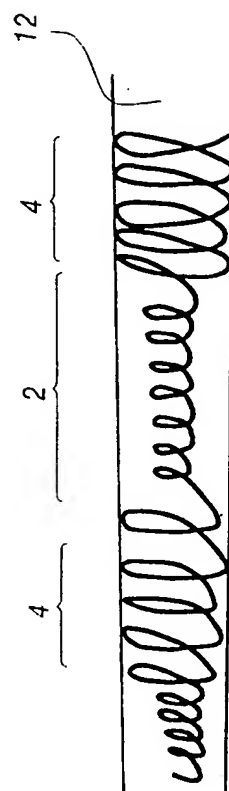


FIG. 10B

(enroulements à pas constant)

11/24

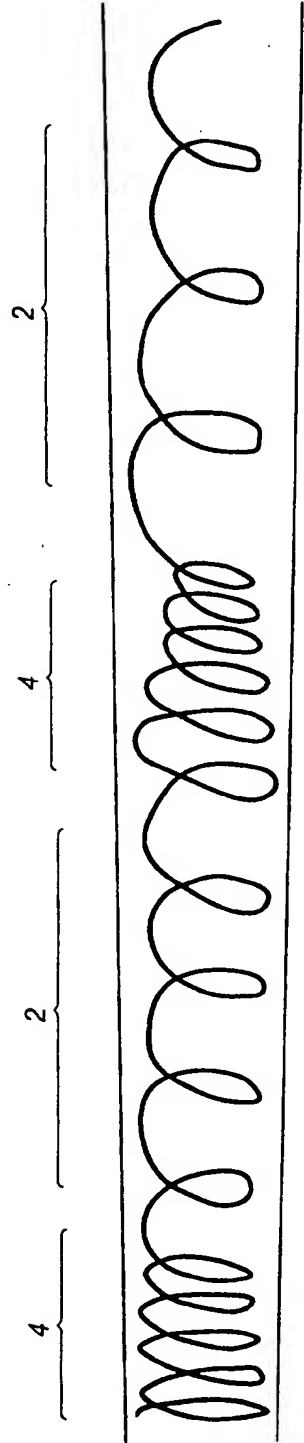
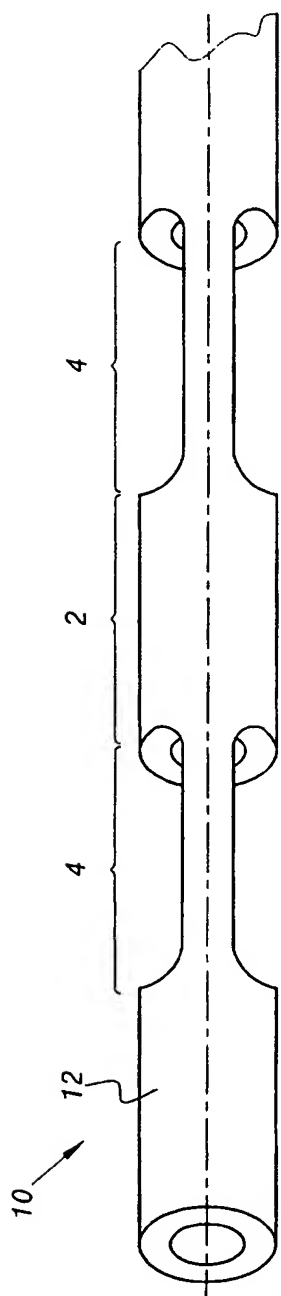
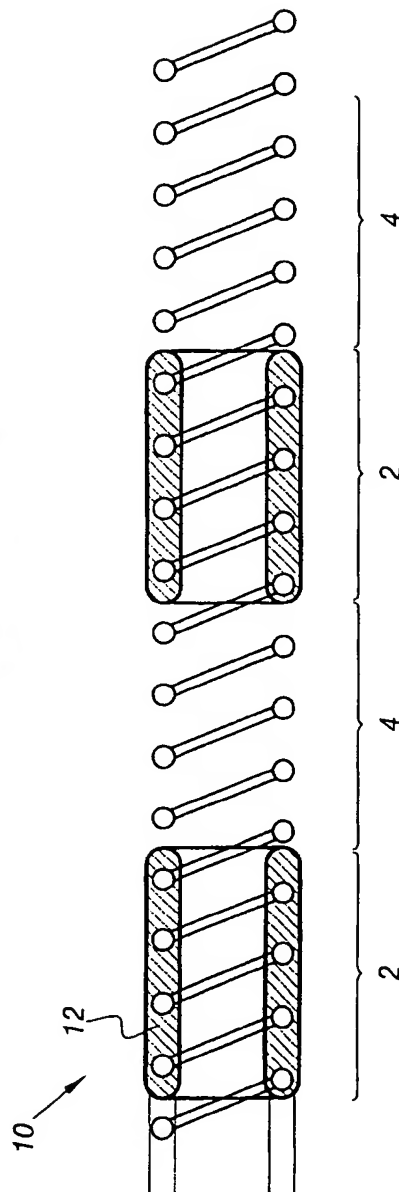
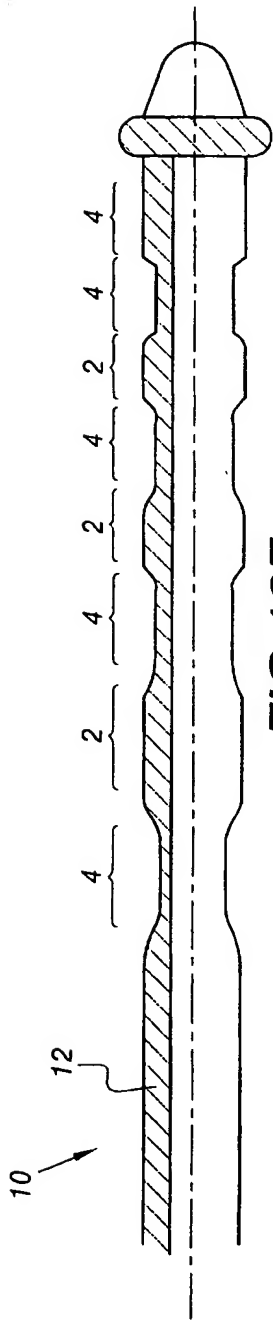
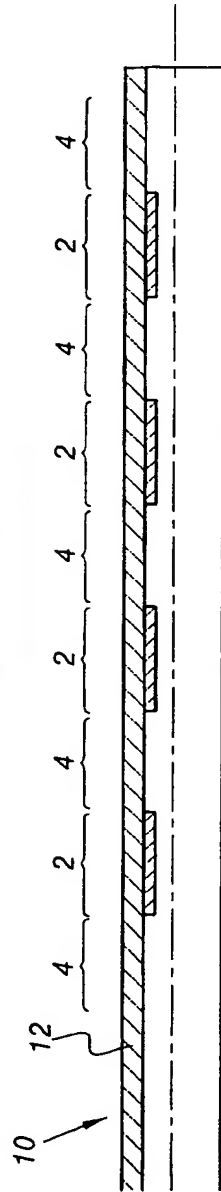
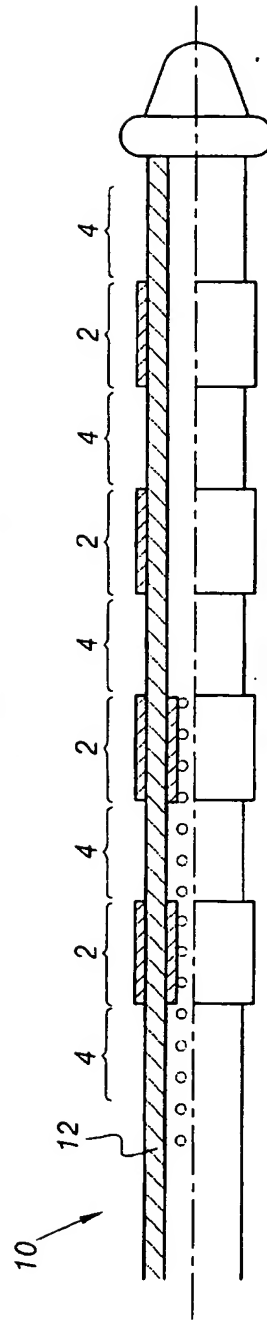


FIG.10C

(enroulements à diamètre constant, à pas variable)

12/24

**FIG. 10D****FIG. 10E**

**FIG. 10F****FIG. 10G****FIG. 10H**

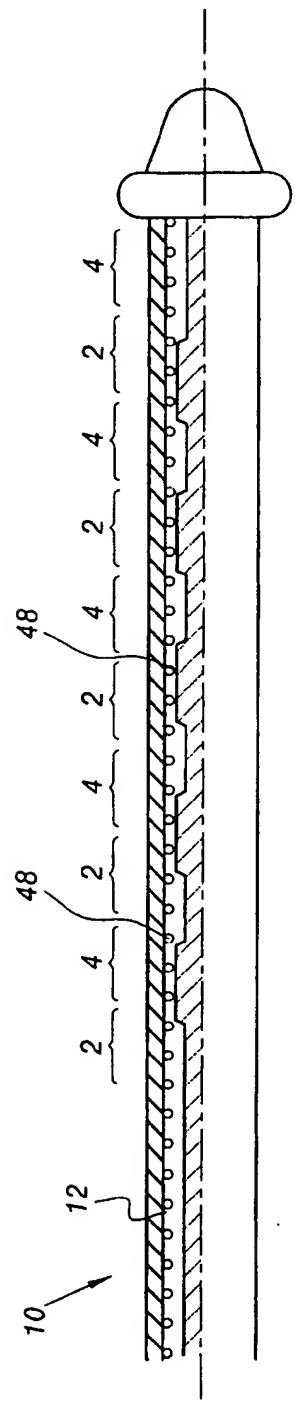


FIG.10I

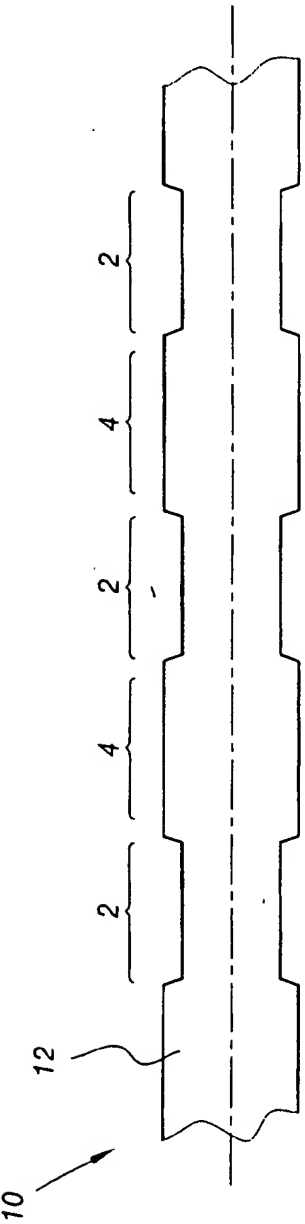


FIG. 10J

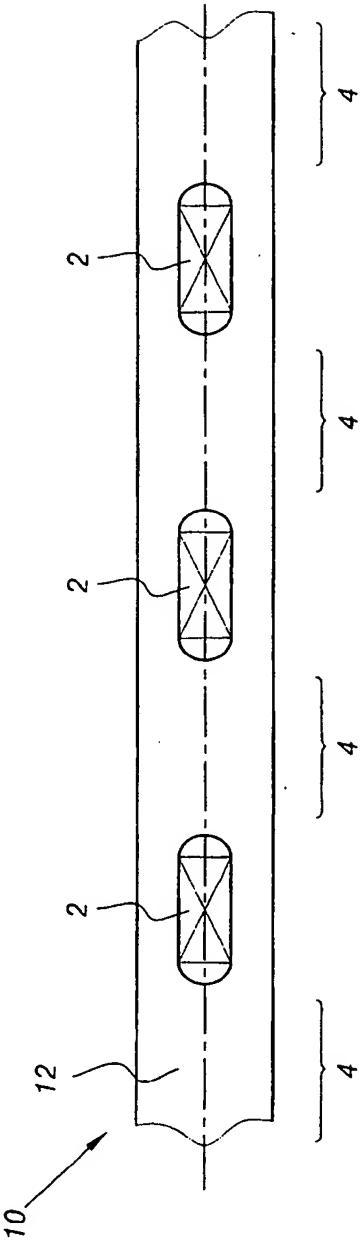
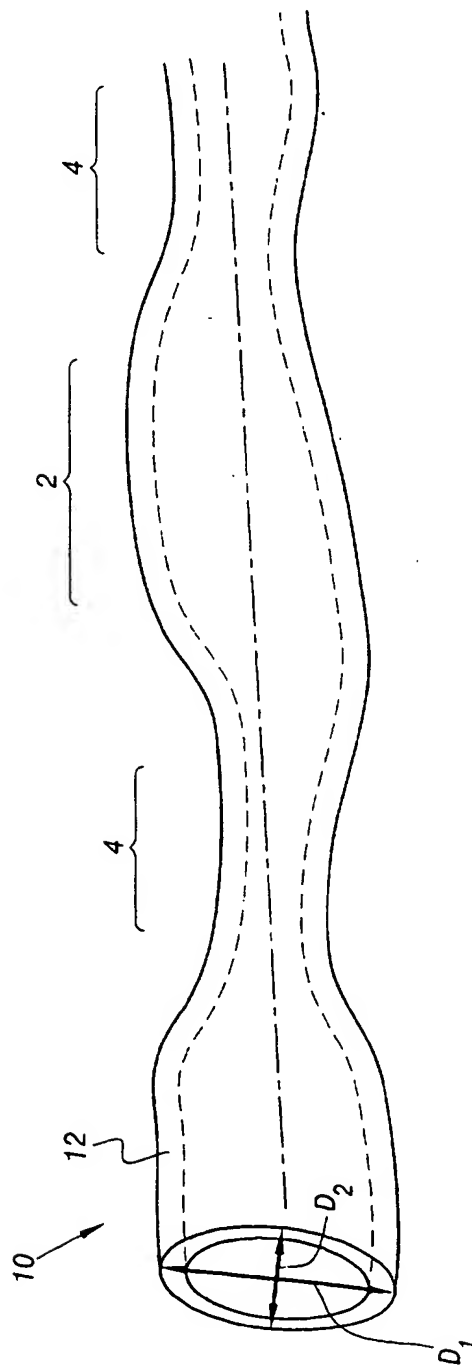


FIG. 10K

**FIG. 10L**

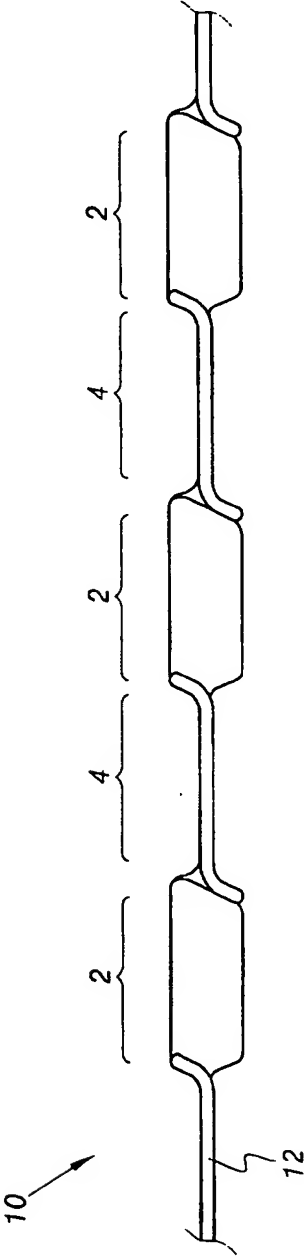


FIG. 10M

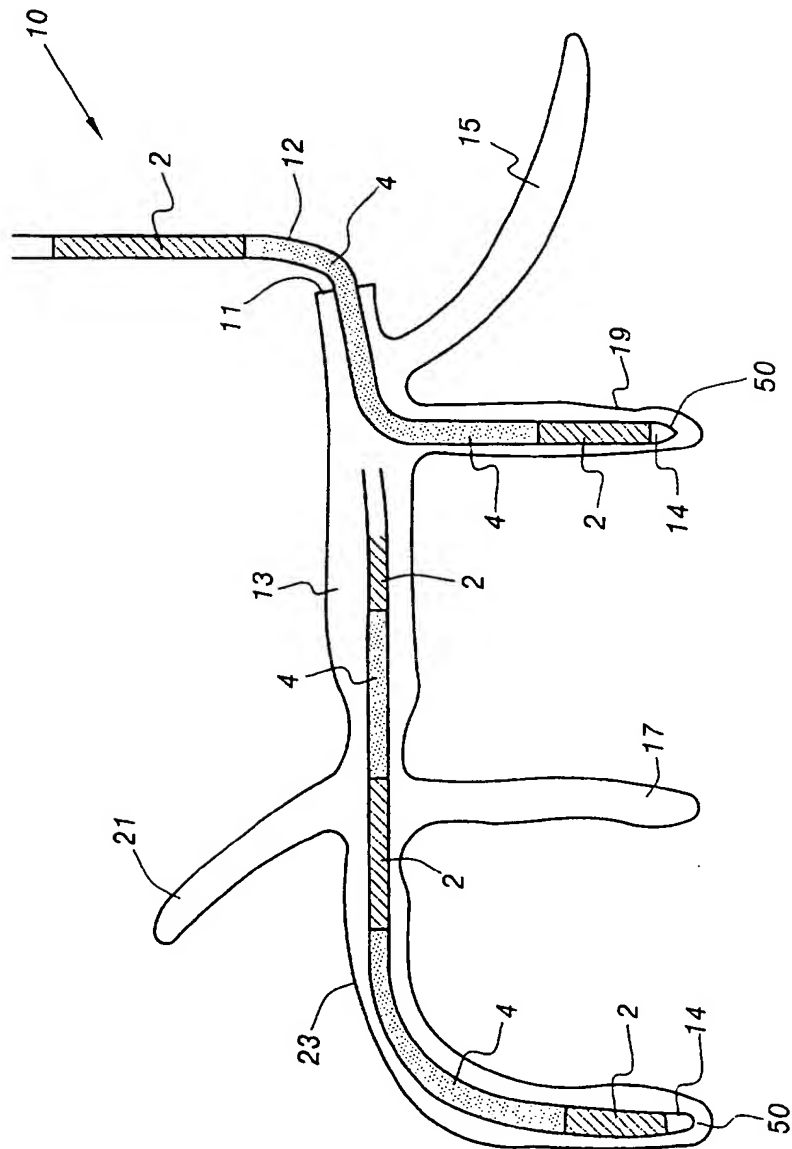
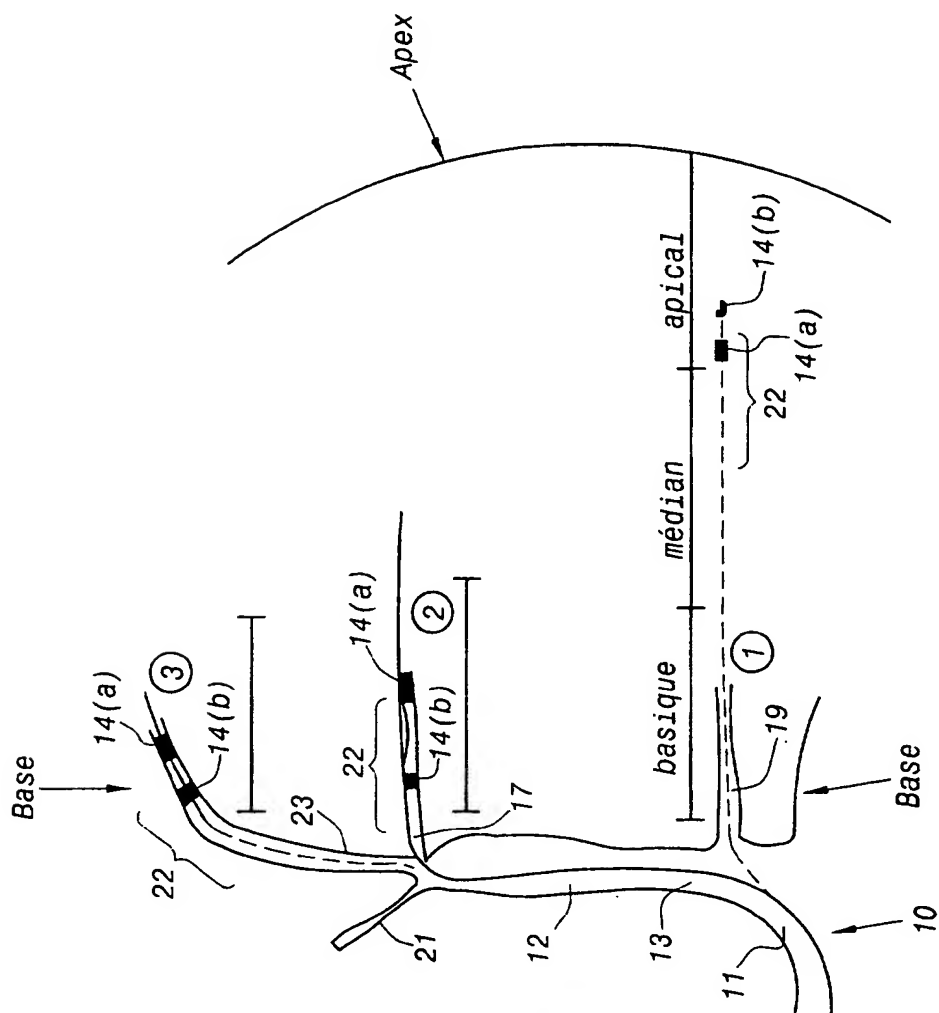
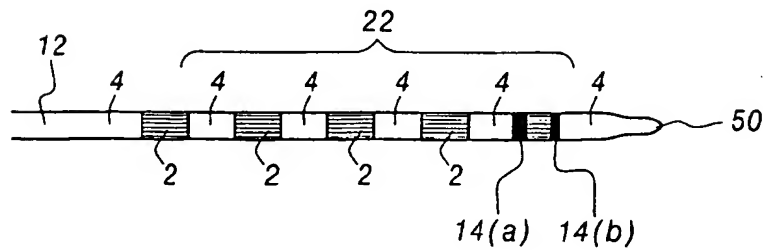
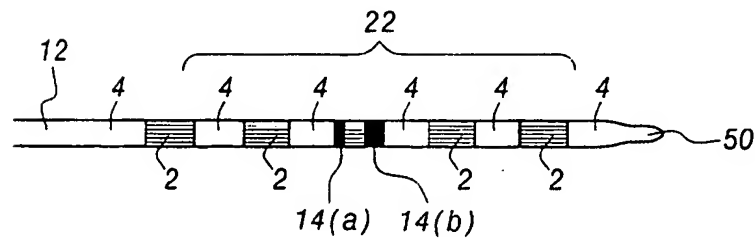
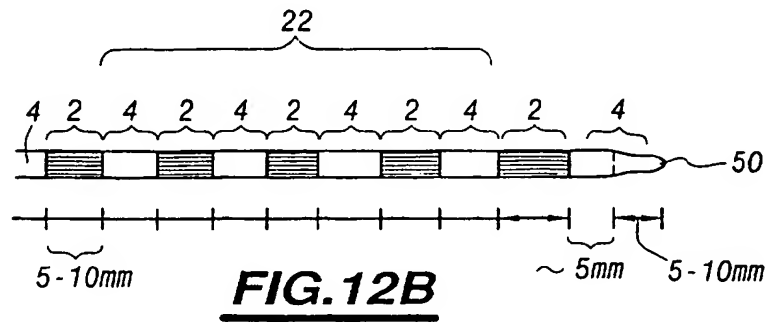


FIG. 11A

**FIG. 12A**

21/24



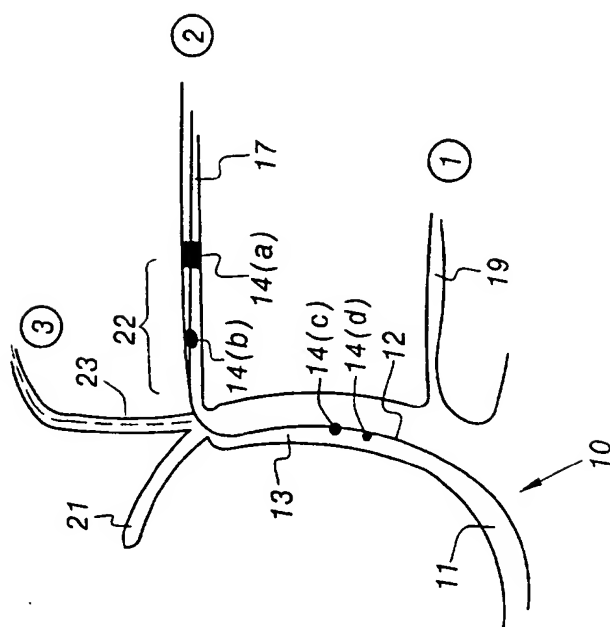


FIG. 13

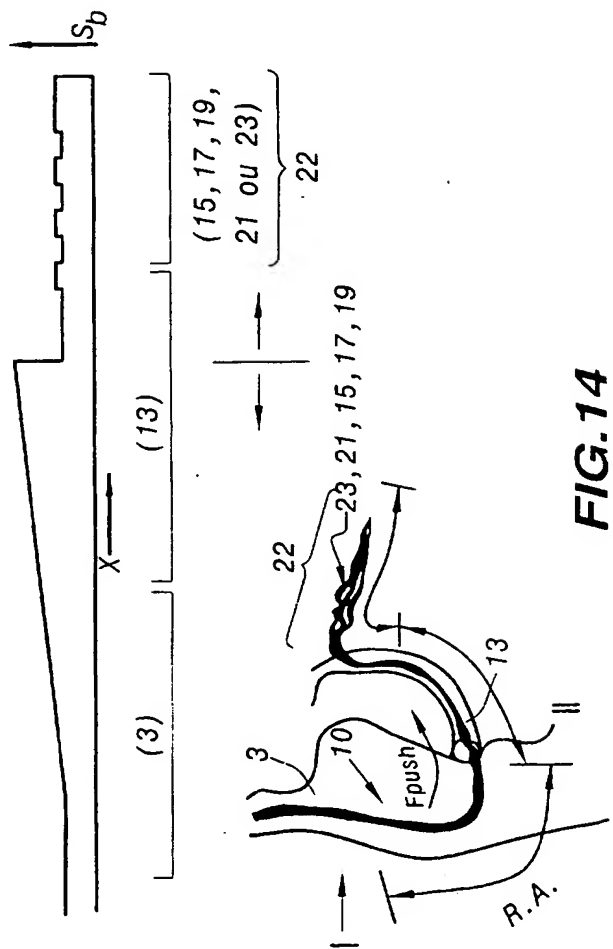
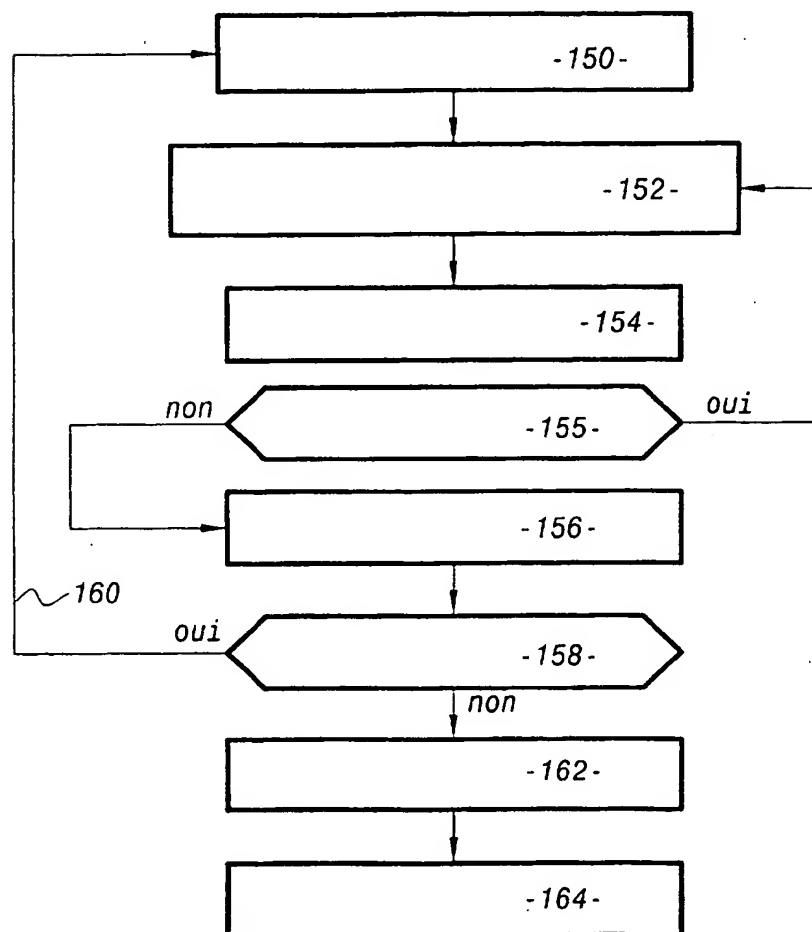


FIG. 14

24/24

**FIG.15**